

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À  
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
À L'OBTENTION DE LA  
MAÎTRISE EN GÉNIE  
M.Ing.

PAR  
Philippe GOURDOU

ÉTUDE DE L'INFLUENCE DE L'ASYMÉTRIE DE VITESSE DU TAPIS ROULANT À  
DEUX COURROIES SUR LA BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION  
CHEZ LE SUJET SAIN

MONTREAL, LE 19 MAI 2010

© Tous droits réservés de Philippe GOURDOU, 2010

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Rachid AISSAOUI, directeur de mémoire  
Département du Génie de la Production Automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Sylvie NADEAU, codirectrice de mémoire  
École de réadaptation, Université de Montréal

M. Éric GRANGER, président du jury  
Département du Génie de la Production Automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola HAGEMEISTER, membre du jury  
Département du Génie de la Production Automatisée à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 27 AVRIL 2010

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

# ÉTUDE DE L'INFLUENCE DE L'ASYMÉTRIE DE VITESSE DU TAPIS ROULANT À DEUX COURROIES SUR LA BIOMÉCANIQUE DE LA MARCHÉ DU SUJET SAIN

Philippe GOURDOU

## RÉSUMÉ

**Problématique :** Par le passé, plusieurs études ont analysé les modifications des variables spatiotemporelles et des activités électromyographiques (EMG) chez le sujet sain, lorsqu'il évoluait en environnement asymétrique contrôlé par un tapis roulant à deux courroies. Ceci afin de mettre en évidence que chaque jambe pouvait avoir son propre patron de marche et de pouvoir par la suite développer des exercices de réadaptation pour des pathologies où la marche est asymétrique telle que l'hémiplégie. Certaines études proposaient des séquences de marches alternant essai asymétrique et symétrique. D'autres études proposaient des combinaisons d'asymétrie ordonnées où les vitesses des courroies avaient des ratios différents. Habituellement les ratios d'asymétrie étaient grands et ne variaient pas d'un incrément régulier. A la connaissance de l'auteur, jusqu'à présent personne n'a proposé des combinaisons d'asymétrie dans un ordre aléatoire pour éliminer l'effet séquence. Seulement un auteur (Reisman et al., 2005, 2007, 2009) a mesuré des longueurs de pas et de foulée, suivant une version modifiée qu'il proposait. Or, après analyse, il s'est avéré que ses définitions ne correspondaient pas aux définitions données dans la littérature pour la marche sur sol. De plus, sûrement à cause d'une technologie limitée, personne n'a analysé les forces de réaction au sol durant les exercices de marche en environnement asymétrique.

**Objectif :** Le but de ce mémoire est d'étudier les modifications des variables spatiotemporelles de forces de réaction au sol, ainsi que les modifications des coordinations des activités électromyographiques durant différents essais d'asymétrie proposés dans un ordre aléatoire pour éliminer l'effet séquence, dont les taux d'asymétrie évoluaient faiblement d'un incrément régulier de 10%. Ceci afin d'observer si nous obtenions les mêmes résultats déjà publiés avec de plus grand taux d'asymétrie pour les variables spatiotemporelles et électromyographiques ; de voir ensuite s'il y avait un effet prédictif au comportement de certaines variables spatiotemporelles ; et enfin, pour apporter une contribution en étudiant l'évolution des modifications de forces de réactions au sol durant l'exercice de marche en environnement asymétrique.

**Méthodologie :** Pour ce faire, dix-sept (17) sujets sains ont été recrutés et ont effectué dix-huit (18) essais de marche de cinq (5) minutes chacun sur un tapis roulant à deux courroies. La vitesse de la courroie sous la jambe dominante était réglée aléatoirement à l'une des trois (3) vitesses de référence fixées :  $V_{ref1}=0,75\text{m/s}$ ,  $V_{ref2}=1\text{m/s}$ ,  $V_{conf}$  qui correspond à la vitesse de marche confortable du sujet. Ensuite la courroie sous la jambe non dominante était réglée aléatoirement de façon à ce que la vitesse non dominante soit inférieure à 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, ou 50% de celle dominante. Une fois ces six (6) essais complétés, nous répétons

cela deux fois pour les autres vitesses de référence. La capture de mouvement s'est faite grâce à six (6) caméras VICON fonctionnant à 120Hz. Les plateformes de forces KISTLER ont enregistré les forces de réaction au sol à une fréquence de 120Hz. L'activité électromyographique s'est faite à 2000 Hz avec huit (8) électrodes DELSYS. Les variables spatiotemporelles comprennent la longueur de foulée, la longueur de pas, la largeur de pas, la durée de cycle, la durée d'appui, la durée d'oscillation, la durée de double appui. Les variables électromyographiques comprennent le début, la fin et la durée d'activation du gastrocnémien, du tibialis antérieur, du droit antérieur (rectus femoris), et du semi-tendineux. Les variables de forces de réaction au sol comprennent les amplitudes des pics médial, latéral, antérieur, postérieur, du premier pic vertical, et du deuxième pic vertical, ainsi que leurs moments de réalisation durant le cycle de marche. Pour analyser les résultats, les dix (10) cycles de marche les plus répétables ont été conservés. Nous avons utilisé des ANOVA pour jauger les effets des taux d'asymétrie sur les modifications des variables.

**Résultats :** Les modifications des variables ont montré qu'il y avait bien une modification du patron de la marche en fonction du taux d'asymétrie. Les comportements des variables temporelles et électromyographiques ont confirmé ce qui a été publié précédemment à l'exception des durées de double appui où l'on observe des comportements légèrement différents, mais cependant non significatif pour chacun des côtés. Les durées d'appui se sont avérées être très prédictibles. Les comportements des variables spatiales ont montré des comportements différents de ce qui avait été publié, cela étant principalement dû au fait que nous avons pris comme définitions des longueurs celles de la littérature pour la marche sur sol, et non les versions modifiées de Reisman (Reisman et al, 2005, 2007, 2009). Les forces de réaction au sol ont montré des modifications significatives et différentes pour chacune des jambes, à l'exception du deuxième pic vertical, où les modifications en fonction du taux d'asymétrie étaient les mêmes sous chacune des jambes. L'activation EMG du gastrocnémien fut avancée dans le cycle de marche et sa durée d'activation fut augmentée. Pour celui non dominant, le début d'activation fut retardé et sa durée réduite. Le droit antérieur dominant a réduit voire annulé son activation durant la phase d'oscillation lorsque le taux d'asymétrie augmentait.

**Conclusion :** Lorsque l'on impose différentes asymétries de marche, les patrons de la marche sous chacune des jambes évoluent de façon différente. Ces résultats peuvent contribuer au développement d'exercices de réadaptation cherchant à rendre la marche plus symétrique pour des pathologies telles que l'hémiplégie où la marche est dite asymétrique.

# BIOMECHANICAL ANALYSIS OF ASSYMETRICAL GAIT IN SPLIT-BELT TREADMILL WALKING FOR ABLE-BODIED SUBJECT

Philippe GOURDOU

## ABSTRACT

**Problematic:** In the past, few studies have analyzed the spatiotemporal and electromyographical (EMG) modifications when healthy subjects walked in an asymmetric environment controlled by a split-belt treadmill. These, in order to show each leg has its own gait pattern. Some of these studies proposed a sequence of walking trial alternating asymmetric and symmetric trials always in the same order. Other studies proposed several combinations of asymmetric trials with different asymmetric ratios, and always in the same sequence order. Usually asymmetric ratios were high and the incremental ratio was not kept constant. To the author knowledge, no study by far has proposed randomly asymmetric trials combinations in order to eliminate the sequence effect. Moreover only one author (Reisman et al., 2005, 2007, 2009), measured the stride and step lengths but with a modified versions. The latter do not match with the ground walking definitions as proposed in the literature. Finally, no study has attempted yet to analyze the ground reaction forces in asymmetric environment.

**Aim:** The goal of this Thesis is to study spatiotemporal, ground reaction forces and EMG activities modifications during asymmetric walking in split-belt treadmill. Different asymmetric ratios were assessed in a randomized condition where the increment increases steadily by 10%. This small increment was set to verify if the behavior of the spatiotemporal and EMG activities variables match with what it was found previously with high asymmetric ratios. The predictability of the spatiotemporal parameters was assessed in this study.

**Methodology:** Twenty (17) healthy adult subjects took part in the experimentation. Each subject carried out a total of eighteen walking trials on a split-belt treadmill at different asymmetric ratio. Each trial lasts for 5 min. First, the speed of the belt located under the dominant leg was randomly set at three reference speeds:  $V_{ref1}=0,75\text{m/s}$ ,  $V_{ref2}=1\text{m/s}$ , as well as  $V_{conf}$ . The latter corresponds to the subject's comfortable walking speed. Then, the speed of the belt located under the non dominant contra-lateral leg was randomly set to 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, and 50% less than the dominant ipsilateral side speed. For each reference speed, the experiment was repeated twice. Kinematics data was collected by a 3D an optoelectronic motion analysis system (VICON M460) using six (6) cameras at 120 Hz. Two KISTLER force plates recorded the ground reaction forces at 120Hz. EMG data of Gastrocnemius, Tibialis anterior, Rectus femoris and Semi tendinous of both side were collected at 2000Hz using eight (8) electrodes (DELSYS, Myomonitr III) system. The following spatiotemporal variables were assessed: stride cycle time, stance time, double support time, swing time, stride length, step length, step width. The parameters extracted from the ground reaction forces are: peak amplitudes and timing of medial peak force, lateral

peak force, anterior peak force, posterior peak force, 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> vertical peak forces. For the EMG activity and for each muscle three parameters were defined: the onset, the offset as well as the activation duration. For each trial, the ten (10) most repeatable gait cycles were kept for the analysis based on the index of repeatability. A one-way analysis of variance (ANOVA) was carried out to test for significant effect of the asymmetric ratio on the spatiotemporal, EMG as well as the ground reactions forces parameters separately.

**Results:** During the asymmetric ratio conditions, we observed a reorganization of gait pattern. Spatiotemporal and EMG parameters were in agreement with previous studies except for the double support time, where we notice a difference between ipsilateral and contralateral double support phase. Our study reveals that the stance time parameter is highly predictive, whereas stride cycle time and step width had a very low degree of prediction. Moreover we defined a new method to estimate the stride and step length which were found to be close to the ground walking. Ground reaction forces exhibit a significant difference between each leg, except for the 2<sup>nd</sup> vertical peak where the variations with respect to the asymmetric ratio were similar for both legs. The Gastrocnemius activation of the dominant side occurred earlier during the gait cycle and last longer. For the non dominant side one, the activation appeared later and last shorter. The Rectus femoris activation of the dominant side reduced during swing phase up to cancel it when the asymmetric ratio was high.

**Conclusion:** Gait pattern of each leg is altered differently when different asymmetric conditions of walk are imposed. The results can help to develop rehabilitation exercises for getting a better symmetrical gait pattern for people who has asymmetric gait pathology such as hemiparesis.

## REMERCIEMENTS

Étant prématuré de trois mois et ayant fait une hémiparésie à la naissance, j'ai été confronté à mon handicap dès le plus jeune âge. Mises à part les visites annuelles chez les chirurgiens et les séances de rééducation quotidienne dans les premières années de ma vie puis hebdomadaire par la suite, j'ai eu une enfance parfaitement normale. Une fois arrivé à l'université je pensais que le plus dur était passé. Or, dès ma première année universitaire, je me suis trouvé dans l'incapacité de dessiner sur des tables à dessin industriel conçues exclusivement pour droitiers alors que mon handicap était de ce côté. Devant le refus catégorique et injustifié du directeur de département de me laisser travailler avec des logiciels de CAO (logiciel de conception assisté par ordinateur), cela m'a permis de prendre conscience qu'il y avait beaucoup à faire dans le domaine des aides techniques pour aider les personnes souffrant d'un handicap. C'est à ce moment là que mon désir de travailler dans le domaine des aides médicales est né. Par la suite, à l'occasion de stages effectués en Corée du Sud, j'ai rencontré plusieurs Canadiens. Intrigué et séduit par leur côté jovial, décontracté et beaucoup moins tracassier que les français, j'ai eu dès lors l'envie de traverser l'Atlantique pour connaître la vie Canadienne. Je tiens donc à remercier tout particulièrement Krista, Jamie, James et Dylan sans qui je n'aurais jamais eu le courage d'aller vivre hors de France, et ainsi me spécialiser dans un domaine qui me tient particulièrement à cœur, le domaine de la santé.

Ces trois années d'études n'ont pas été de tout repos, il y a eu des hauts et des bas mais j'ai finalement réussi à mener ce projet à terme. À cette occasion je tiens à remercier tout particulièrement mon Directeur de recherche M. Rachid AISSAOUI qui m'a orienté, dirigé et qui a su trouver les bons mots pour me remotiver dans une période où j'étais dans le doute et en proie à un certain découragement. Je remercie aussi Mme. Sylvie NADEAU, qui a accepté d'être ma co-directrice de recherche pour ce projet de recherche. Elle m'a apporté une aide précieuse dans la création d'affiches pour les congrès, et son renfort a été déterminant pour

l'obtention de la bourse d'étude MENTOR. Mes remerciements vont donc aussi à MENTOR. Le soutien financier dont j'ai bénéficié m'a permis de me consacrer pleinement à mon projet de recherche sans avoir de soucis pécuniaire. Merci aussi à Greg mon ami de l'école d'ingénieur qui fut mon confident durant son séjour à Montréal pour son post-doc à McGill. Je n'oublie pas Gérard, notre assistant de recherche au sein du LIO qui m'a très bien conseillé pour l'analyse des données, il m'a aussi beaucoup aidé durant toutes mes expérimentations. Sans son aide j'aurais eu certainement des données inexploitable ou je serais encore en train de les collecter.

Je tiens aussi à dire un grand merci à toute l'équipe du LIO pour leur bonne humeur et leurs conseils qui m'ont permis d'avancer dans mon projet et de me sentir en confiance au LIO. J'adresse de grands mercis à Brigitte pour son aide administrative et sa gaité, merci à Caroline qui m'a expliqué les subtilités de la vie Québécoise, merci à Ali pour toutes ses blagues et ses idées fantaisistes qui devraient servir à refaire le monde. Merci à David pour ses conseils en programmation, merci à Alex pour ses « non conseils » en programmation et merci à tous deux réunis pour leurs boutades à propos de « ces maudits français ». Merci à Katia pour l'aide précieuse qu'elle m'a apportée à l'utilisation VICON et merci à Arnaud pour la clarté de ses explications quant à mon initiation à Matlab.

Je terminerai en remerciant tous les membres de ma famille, car, même si la distance à parfois rendu les relations difficiles, ils ont toujours respecté mes choix et m'ont encouragé à suivre ma voie. Je pense plus particulièrement à ma mère pour les nombreuses heures passées, son nez plongé dans mon mémoire afin d'y déloger les fautes d'orthographe.



## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE .....	4
1.1 La marche bipède normale : Définition .....	4
1.2 La standardisation du cycle de la marche .....	4
1.3 Les méthodes d'analyse de la marche .....	5
1.3.1 L'analyse spatiotemporelle .....	6
1.3.2 L'analyse des forces de réaction au sol .....	6
1.3.3 L'analyse de l'activité électromyographique des muscles .....	9
CHAPITRE 2 ÉTUDE DE L'ART DE LA BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION SUR TAPIS ROULANT À DEUX COURROIES .....	11
2.1 Revue de littérature .....	11
2.2 Critiques des expérimentations passées .....	22
2.3 Énoncé de l'hypothèse de recherche .....	23
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE .....	26
3.1 Les sujets .....	26
3.1.1 Le recrutement .....	26
3.1.2 Les critères d'inclusion et d'exclusion des participants .....	26
3.2 Le déroulement expérimental .....	27
3.2.1 Positionnement des électrodes .....	27
3.2.2 Échauffement et choix de la vitesse de marche de confort .....	30
3.2.3 Positionnement des marqueurs de capture de mouvement VICON .....	30
3.2.4 Exercices de marche .....	31
3.3 La collecte et l'analyse des données .....	34
3.3.1 Collecte et traitement des données .....	34
3.3.2 Liste des variables d'étude et méthode de calcul .....	36
3.3.3 Moyennes et statistiques .....	42
3.3.4 Prédiction du comportement des variables spatiotemporelles .....	43
3.4 Correction préalable des vitesses des bandes du tapis roulant ADAL .....	43
CHAPITRE 4 RÉSULTATS .....	47
4.1 Le spatio-temporel .....	47
4.1.1 Marche symétrique .....	47
4.1.2 Marche asymétrique .....	50
4.2 Comparaison des valeurs suivant les méthodes de calculs .....	65
4.2.1 Comparaison de la méthode du LIO vs la méthode de Reisman. ....	65

4.2.2	Méthode du LIO vs méthode de Reisman pour tous les essais.....	66
4.3	Prédictibilité des variables spatiotemporelles .....	72
4.4	Les forces de réaction au sol .....	80
4.4.1	Marche symétrique.....	80
4.4.2	Marche asymétrique.....	81
4.5	L'activité électromyographique des muscles .....	92
4.5.1	Marche symétrique.....	92
4.5.2	Marche asymétrique.....	93
CHAPITRE 5 DISCUSSION .....		107
5.1	Comparaison des méthodes de Reisman vs LIO .....	107
5.2	Comportement spatio-temporel .....	110
5.3	Prédictibilité des variables spatiotemporelles .....	113
5.4	Les forces de réaction au sol .....	114
5.5	L'activité EMG des muscles .....	119
CONCLUSION.....		125
ANNEXE I	QUESTIONNAIRE : «HUMAN ACTIVITY PROFILE» .....	127
ANNEXE II	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA LONGUEUR DE FOULÉE NORMÉE.....	131
ANNEXE III	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA LONGUEUR DE PAS NORMÉE DU CÔTÉ DOMINANT.....	132
ANNEXE IV	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA LONGUEUR DE PAS NORMÉE DU CÔTÉ NON DOMINANT .....	133
ANNEXE V	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA LARGEUR DE PAS NORMÉE.....	134
ANNEXE VI	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE DE CYCLE.....	135
ANNEXE VII	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE D'OSCILLATION CÔTÉ DOMINANT .....	136
ANNEXE VIII	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE D'OSCILLATION CÔTÉ NON DOMINANT.....	137
ANNEXE IX	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE D'APPUI CÔTÉ DOMINANT .....	138
ANNEXE X	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE D'APPUI DU CÔTÉ NON DOMINANT.....	139
ANNEXE XI	ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE DE DOUBLE APPUI DU CÔTÉ DOMINANT .....	140

ANNEXE XII ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE DE DOUBLE APPUI DU CÔTÉ NON DOMINANT .....	141
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	142

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1 Synthèse des protocoles de la revue bibliographique.....	19
Tableau 2.2 Synthèse des variables étudiées de la revue bibliographique.....	20
Tableau 2.3 Synthèse des résultats obtenus de la revue bibliographique .....	21
Tableau 3.1 Données anthropométriques de l'ensemble des sujets .....	28
Tableau 3.2 Moyennes et écarts types par sexe et pour l'ensemble du groupe d'étude.....	28
Tableau 3.3 Ordre des vitesses imposées par essai de marche pour chaque sujet .....	33
Tableau 3.4 Vitesse des courroies gauche et droite pour un voltage donné .....	44
Tableau 3.5 Lois des Tension--»Vitesse et Vitesse--»Tension pour chaque courroie .....	44
Tableau 3.6 Récapitulatif des vitesses réelles mesurées sur chaque courroie, pour une plage de vitesses désirées, ainsi que les erreurs mesurées entre les vitesses voulues et obtenues puis entre les vitesses réelles des courroies entre elles.....	46
Tableau 4.1 Valeurs temporelles en fonctionnement symétrique .....	49
Tableau 4.2 Valeurs spatiales en fonctionnement symétrique .....	49
Tableau 4.3 Valeurs des variables temporelles pour tous les essais de marche du côté dominant .....	55
Tableau 4.4 Valeurs des variables temporelles pour tous les essais de marche du côté non dominant .....	56
Tableau 4.5 Équations de régression pour les variables temporelles.....	57
Tableau 4.6 Équations de régression pour les variables spatiales.....	57
Tableau 4.7 Écart des valeurs de double appui .....	58
Tableau 4.8 Valeurs spatiales pour tous les essais de marche .....	64

Tableau 4.9	Comparaison des valeurs spatiales suivant différentes méthodes .....	66
Tableau 4.10	Valeurs spatiales selon la méthode de Reisman pour tous les essais de marche .....	70
Tableau 4.11	Différences des valeurs entre les méthodes du LIO et de Reisman .....	71
Tableau 4.12	Amplitudes et occurrences des pics de force pour les essais symétriques .....	84
Tableau 4.13	Amplitudes et occurrences des pics médio-latéraux pour tous les essais de marche .....	86
Tableau 4.14	Amplitudes et occurrences des pics antéropostérieurs pour tous les essais de marche .....	88
Tableau 4.15	Amplitudes et occurrences des pics verticaux pour tous les essais de marche .....	90
Tableau 4.16	Activation des muscles pour les essais symétriques .....	97
Tableau 4.17	Activation du droit antérieur pour les essais symétriques .....	98
Tableau 4.18	Activation du gastrocnémien .....	103
Tableau 4.19	Activation du tibialis antérieur .....	104
Tableau 4.20	Activation du droit antérieur .....	105
Tableau 4.21	Activation du semi-tendineux .....	106
Tableau 5.1	Synthèse de valeurs temporelles obtenues par Reisman, Zijlstra, le LIO .....	112

## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Décomposition du cycle de marche. .... 5
Figure 1.2	Méthode de calcul des variables spatiales. .... 6
Figure 1.3	Axe de décomposition des forces de réaction au sol. .... 7
Figure 1.4	Évolution de chaque composante de force de réaction au sol durant un cycle de marche. .... 8
Figure 1.5	Schéma du muscle humain. .... 9
Figure 1.6	Exemple d'évolution du flux électrique lors d'activation et d'inactivation d'un muscle. .... 10
Figure 3.1	Repérage des positionnements des électrodes EMG. .... 29
Figure 3.2	Positionnement des marqueurs de capture de mouvement sur le corps du sujet. .... 31
Figure 3.3	Positionnement des caméras VICON autour du tapis roulant. .... 34
Figure 3.4	Méthode de calcul des longueurs de pas et de foulées sur le tapis roulant. .... 40
Figure 3.5	Illustration des calculs de moyennes des variables étudiées. .... 42
Figure 4.1	Durée de cycle de marche pour tous les essais de marche. .... 52
Figure 4.2	Durée des phases d'appui et d'oscillation pour tous les essais de marche. .... 53
Figure 4.3	Durée de double support pour tous les essais de marche. .... 54
Figure 4.4	Largeur de pas et longueur de foulée en mm pour tous les essais de marche. .... 60
Figure 4.5	Largeur de pas normée et longueur de foulée normée pour tous les essais de marche. .... 61

Figure 4.6	Longueur de pas en mm pour tous les essais de marche selon la méthode du LIO. ....	62
Figure 4.7	Longueur de pas normée pour tous les essais de marche selon la méthode du LIO. ....	63
Figure 4.8	Comparaison des longueurs de pas entre les méthodes de calculs du LIO et celle de Reisman. ....	68
Figure 4.9	Comparaison des longueurs de foulée entre les méthodes de calculs du LIO et celle de Reisman. ....	69
Figure 4.10	Distribution cumulée des variables spatiales des écarts des valeurs des sujets par rapport au groupe. ....	74
Figure 4.11	Distribution cumulée des variables temporelles des écarts des valeurs des sujets par rapport au groupe. ....	75
Figure 4.12	Exemple de durée de cycle pour un sujet par rapport au groupe. ....	76
Figure 4.13	Exemple de durée d'appui pour un sujet par rapport au groupe. ....	77
Figure 4.14	Exemple de longueur de foulée pour un sujet par rapport au groupe. ....	78
Figure 4.15	Exemple de largeur de pas pour un sujet par rapport au groupe. ....	79
Figure 4.16	Force de réaction au sol pour les essais symétriques. ....	85
Figure 4.17	Forces de réaction au sol médio-latérales pour les essais à $V_{\text{conf}}$ . ....	87
Figure 4.18	Forces de réaction au sol antéropostérieures pour les essais à $V_{\text{conf}}$ . ....	89
Figure 4.19	Forces de réaction au sol verticales pour les essais à $V_{\text{conf}}$ . ....	91
Figure 4.20	Exemple d'activation EMG du sujet 18 à la vitesse de référence $V_{\text{conf}}$ . ....	96
Figure 4.21	Activation du gastrocnémien pour tous les essais de marche. ....	99
Figure 4.22	Activation du droit antérieur pour tous les essais de marche. ....	100
Figure 4.23	Activation du tibialis antérieur pour tous les essais de marche. ....	101
Figure 4.24	Activation du semi-tendineux pour tous les essais de marche. ....	102

## **LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES**

ANOVA	Analyse de la variance « ANalysis Of VAriance »
CHUM	Centre Hospitalier Universitaire de Montréal
CMV	Contraction Maximale Volontaire
EMG	Électromyographique
ETS	École de Technologie Supérieure
IMC	Infirmes Moteurs Cérébraux
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie
SENIAM	Électromyographie de surface pour l'évaluation non invasive des muscles « Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles »
SPC	Support de Poids Corporel



## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

### Symboles relatifs à la vitesse des courroies du tapis roulant et du taux d'asymétrie

$V_{ref1}$	Vitesse de référence 1 égale 0,75m/s.
$V_{ref2}$	Vitesse de référence 2 égale à 1m/s.
$V_{conf}$	Vitesse de confort égale à 1,42m/s pour la moyenne du groupe.
$V_D$	Vitesse de la jambe dominante.
$V_{ND}$	Vitesse de la jambe non dominante.
$T_{asym}$	Taux d'asymétrie.

### Symboles relatifs aux explications du calcul des longueurs de pas par la méthode du LIO

$L_{f-D}$	Longueur de foulée côté dominant.
$L_{f-ND}$	Longueur de foulée côté non dominant.
$L_{p-D}$	Longueur de pas côté dominant.
$L_{p-ND}$	Longueur de pas côté non dominant.
$Y_{talonD-t1}$	Ordonnée du marqueur du talon côté dominant à l'instant t1, lorsque le contact au sol du talon côté dominant est réalisé.
$Y_{talonND-t1}$	Ordonnée du marqueur du talon côté non dominant à l'instant t1, lorsque le contact au sol du talon côté non dominant est réalisé.
$Y_{talonD-t2}$	Ordonnée du marqueur du talon côté dominant à l'instant t2, lorsque la pose à plat du pied dominant au sol est détectée.
$Y_{talonND-t2}$	Ordonnée du marqueur du talon côté non dominant à l'instant t2, lorsque la pose à plat du pied non dominant au sol est détectée.
$Y_{talonD-t3}$	Ordonnée du marqueur du talon côté dominant à l'instant t3, lorsque le contact au sol du talon côté dominant est réalisé.
$Y_{talonND-t3}$	Ordonnée du marqueur du talon côté non dominant à l'instant t3, lorsque le contact au sol du talon côté non dominant est réalisé.

$Y_{\text{met2D-t2}}$	Ordonnée du marqueur du métatarse2 côté dominant à l'instant t2, lorsque la pose à plat du pied dominant au sol est détectée.
$Y_{\text{met2ND-t2}}$	Ordonnée du marqueur du métatarse2 côté non dominant à l'instant t2, lorsque la pose à plat du pied non dominant au sol est détectée.
$Y_{\text{met2D-t3}}$	Ordonnée du marqueur du métatarse2 côté dominant à l'instant t3, lorsque le contact au sol du talon côté non dominant est réalisé.
$Y_{\text{met2ND-t3}}$	Ordonnée du marqueur du métatarse2 côté non dominant à l'instant t3, lorsque le contact au sol du talon côté dominant est réalisé.

#### Symboles relatifs aux variables spatiales

$L_p$	Longueur de pas en millimètre (mm) et normée par rapport à la longueur de la jambe.
$l_p$	Largeur de pas en millimètre (mm) et normée par rapport à la longueur de la jambe.
$L_f$	Longueur de foulée en millimètre (mm) et normée par rapport à la longueur de la jambe.

#### Symboles relatifs aux variables temporelles

$D_c$	Durée de cycle en seconde (s).
$D_{\text{ap}}$	Durée d'appui en seconde (s) et en pourcentage de cycle de marche (%CDM).
$D_{\text{osc}}$	Durée d'oscillation en seconde (s) et en pourcentage de cycle de marche (%CDM).
$D_{\text{dap}}$	Durée de double appui en seconde (s) et en pourcentage de cycle de marche (%CDM).

### Symboles relatifs aux forces de réaction au sol

$F_{x1}$	Pic latéral en pourcentage de poids corporel (% <sub>CP</sub> ).
$F_{x2}$	Pic médial en pourcentage de poids corporel (% <sub>CP</sub> ).
$F_{y1}$	Pic postérieur en pourcentage de poids corporel (% <sub>CP</sub> ).
$F_{y2}$	Pic antérieur en pourcentage de poids corporel (% <sub>CP</sub> ).
$F_{z1}$	Premier pic vertical en pourcentage de poids corporel (% <sub>CP</sub> ).
$F_{z2}$	Deuxième pic vertical en pourcentage de poids corporel (% <sub>CP</sub> ).

### Unités

année	Unité de temps, utilisée pour exprimer l'âge des sujets.
s	Unité de temps en seconde.
kg	Unité de masse en kilogramme, utilisée pour exprimer le poids des sujets.
m	Unité de longueur en mètre.
mm	Unité de longueur en millimètre.
m/s	Unité de vitesse en mètre par seconde.
V	Unité de tension en volt, utilisée pour exprimer le voltage imposé aux moteurs du tapis roulant contrôlant la vitesse de défilement des courroies.
%	Pourcentage.
% <sub>CDM</sub>	Pourcentage de cycle de marche, utilisée pour exprimer une durée ou un instant par rapport à la durée du cycle de marche qui représente 100% du cycle de marche.
% <sub>CP</sub>	Pourcentage du poids corporel, utilisée pour exprimer les amplitudes des pics de forces par rapport au poids corporel du sujet qui représente 100% du poids corporel.

## INTRODUCTION

Le corps humain est une machine complexe. De tout temps des personnes ont essayé de comprendre son fonctionnement en faisant dans un premier temps des expériences et des analyses qualitatives. Les avancées technologiques réalisées durant le XX<sup>ème</sup> siècle ont permis de développer des méthodes d'analyses quantitatives, offrant ainsi la possibilité de quantifier des phénomènes et de juger de leurs pertinences, permettant de confirmer ou d'infirmer des hypothèses. Ceci ayant pour but in fine d'apporter une meilleure compréhension du corps humain.

L'analyse de la marche, qui est un domaine parmi tant d'autres cherchant à comprendre le corps humain dans une situation particulière, bénéficie de ces avancées technologiques afin d'obtenir une meilleure compréhension de la locomotion de l'être humain. Ces applications peuvent servir d'un point de vue sportif à optimiser la marche, ou bien, d'un point de vue médical, à corriger des marches pathologiques. Car aussi anodine soit elle, la marche est une activité de tous les jours nécessaire pour se déplacer et qui a indirectement un impact sur le rôle personnel d'un individu dans la société.

Dans le cas de la marche pathologique, l'analyse de la marche, œuvre à fournir des réponses à sa compréhension afin de proposer des exercices de réadaptation spécifiques aux pathologies dans le but d'améliorer la locomotion du sujet et par conséquent sa façon de vivre.

L'hémiplégie qui est une pathologie neuromusculaire, qui touche la moitié latérale du corps, fait partie de ces pathologies étudiées car elle représente la pathologie visible la plus répandue. Elle se caractérise par une déficience de mobilité du côté atteint et génère une marche dite asymétrique. Comprendre cette asymétrie de marche et essayer de la réduire permettra d'améliorer l'autonomie des hémiplégiques dans la vie de tous les jours.

Par le passé, plusieurs articles ont analysé la marche en environnement asymétrique, en faisant marcher des sujets sains ou pathologiques sur des tapis roulant à deux courroies, où chacune d'elles défilait à des vitesses différentes. Ceci dans le but de mettre en évidence que chaque jambe avait un patron de marche indépendant l'un de l'autre. De plus il a été montré que l'on pouvait créer une marche asymétrique. Cependant personne n'a montré l'évolution des variables lorsque le taux d'asymétrie imposé augmentait d'un incrément régulier.

Dans ce mémoire, nous nous sommes concentrés sur l'analyse de la marche asymétrique de sujets sains dans un environnement contrôlé dans le but d'observer comment la marche a été modifiée en fonction de l'asymétrie imposée. Les paramètres spatiotemporels, de forces de réaction au sol, ainsi que les activités électromyographiques de certains muscles ont été enregistrés. De plus il a été vérifié si des paramètres spatiotemporels pouvaient être prédits en fonction de l'asymétrie imposée. Ceci permettra d'apporter un premier modèle de marche asymétrique chez le sujet sain et il pourra servir à apporter des éléments de réponses complémentaires sur les marches pathologiques qui sont dites asymétriques telle que la marche des hémiparétiques.

Pour ce faire, dix-sept sujets ont été recrutés pour effectuer plusieurs essais de marche à trois (3) vitesses de références et où six (6) taux d'asymétrie ont été imposés par vitesse de références. L'asymétrie imposée a été possible grâce à un tapis roulant ADAL (Grenoble, France) qui possède deux courroies pilotées indépendamment l'une de l'autre et pouvant fournir deux vitesses de courroies différentes sous chacune des jambes. Les forces de réactions au sol ont été enregistrées grâce à deux plateformes Kistler intégrées au tapis roulant ADAL. Les activités électromyographiques ont été collectées à l'aide d'un appareil DELSYS Myomonitor III. L'effet des taux d'asymétries imposés sur les paramètres étudiés a été jaugé grâce à des analyses statistiques «ONE WAY ANOVA», et la prédiction des paramètres spatiotemporels s'est faite à l'aide de «Leave one out».

Vous trouverez, ci-après, une partie de mise en contexte afin de comprendre les paramètres mesurables de l'analyse de la marche. Par la suite un rappel sur la revue bibliographique traitant de la marche en environnement symétrique, suivi de notre problématique qui en découle. S'en suit la méthodologie appliquée pour les expérimentations, ainsi que les résultats obtenus. Puis vient la partie de discussion.

## **CHAPITRE 1**

### **MISE EN CONTEXTE**

L'analyse de la marche est un domaine vaste où de nombreux paramètres peuvent être étudiés. Nous nous concentrerons ici sur les explications des paramètres mesurables de la marche, à savoir les paramètres spatiotemporels, les forces de réaction au sol, et l'activité électromyographique des muscles.

#### **1.1 La marche bipède normale : Définition**

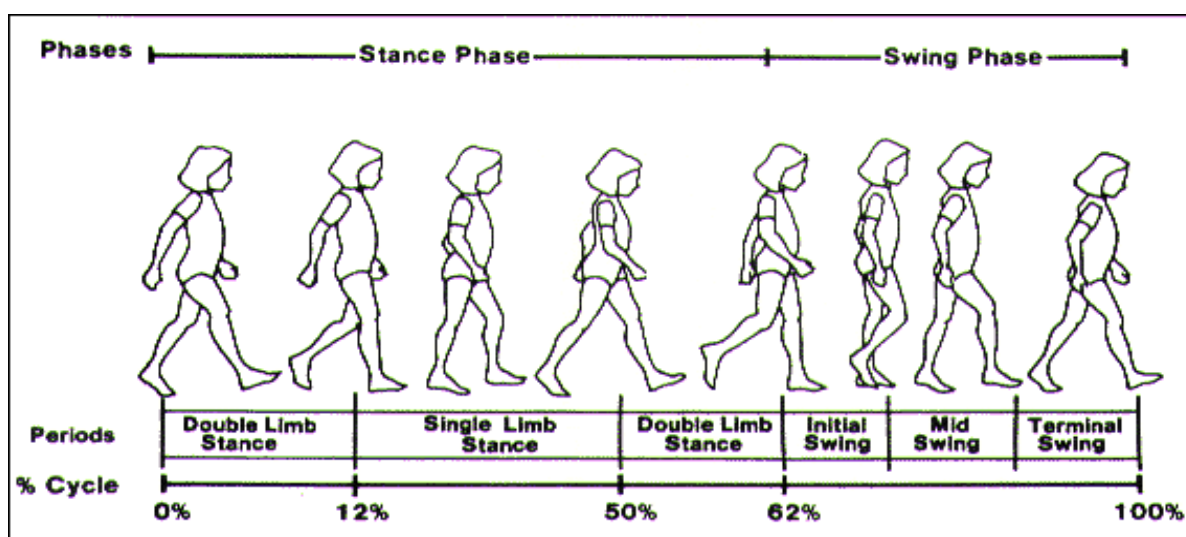
La marche bipède est une tâche fonctionnelle qui permet à l'humain de se déplacer d'un point à un autre en consommant le minimum d'énergie. Elle requiert une coordination complexe entre les articulations du corps humain (Perry, 1992). Elle est l'un des principaux moyens de locomotion utilisé par l'être humain. Comme l'énonce Andriacchi et Alexander (2000), les premières études de la marche bipède remontent à l'époque des philosophes Grecs (500 à 300 av Jésus Christ). Elles se sont ensuite considérablement accélérées à partir de la fin de la seconde Guerre Mondiale afin de proposer des traitements aux blessés de guerre ; cela est devenu plus facile grâce aux progrès technologiques. Par la suite, les analyses quantitatives de la marche ont permis d'améliorer les traitements : les blessés et malades souffrant de désordres musculosquelettiques en étaient les principaux bénéficiaires notamment grâce à l'apport considérable de Perry et Sutherland (Perry, 1992 ; Sutherland, 1988).

#### **1.2 La standardisation du cycle de la marche**

La marche est une activité répétitive que l'on découpe en cycle appelé «cycle de marche». Un cycle débute lors d'un événement arbitraire réalisé par une jambe et se termine lorsqu'il y a répétition de ce même événement (Perry, 1992). Généralement, le contact au sol de l'un des deux talons préalablement désigné sert de début et de fin de cycle car il représente

l'évènement le plus facile à détecter. Chaque cycle de marche se compose d'une phase d'appui et d'une phase d'envol ou phase oscillante. Chaque phase peut ensuite être divisée en sous phase. Plusieurs propositions de sous-divisions existent, cependant nous garderons la décomposition du cycle de marche suivante :

La phase d'appui est décomposée en une première phase de double appui, une phase de simple appui, puis une deuxième phase de double appui ; s'en suit la phase d'oscillation.



**Figure 1.1 Décomposition du cycle de marche.**

(Tirée du site internet de l'Université de Vienne<sup>1</sup>, 2010)

*Stance Phase* : Phase d'appui; *Swing Phase* : Phase d'oscillation; *Double limb stance* : double appui; *Single limb stance* : simple appui

### 1.3 Les méthodes d'analyse de la marche

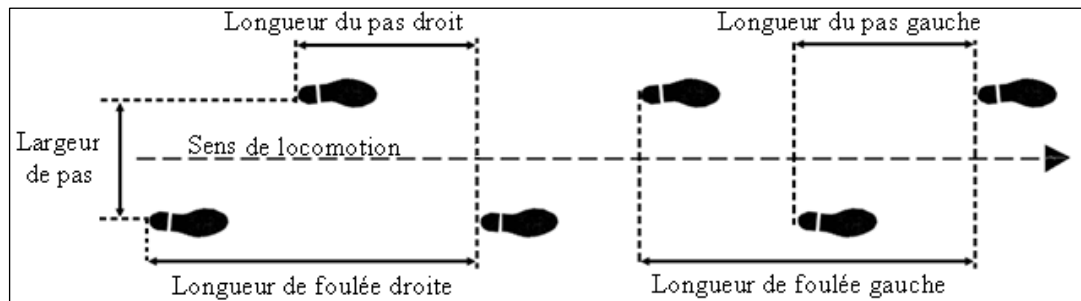
Les caractéristiques de la marche peuvent être étudiées en utilisant différentes méthodes. Nous recensons généralement l'analyse spatiotemporelle, la dynamique inverse, les forces de réaction au sol, et l'activité électromyographique (EMG). Ci-après, seule la dynamique inverse ne sera pas expliquée car non analysée dans ces travaux de recherche.

<sup>1</sup> Source : Université de Vienne : "History of the Study of Locomotion : The Modern Era", consulté en janvier 2010, en ligne [<http://www.univie.ac.at/cga/history/modern.html>].



### 1.3.1 L'analyse spatiotemporelle

L'analyse spatiotemporelle permet d'étudier les variables temporelles qui regroupent les durées de simple appui, de double appui, d'envol ; et les variables spatiales qui regroupent la longueur de pas, la largeur de pas, et la longueur de foulée.

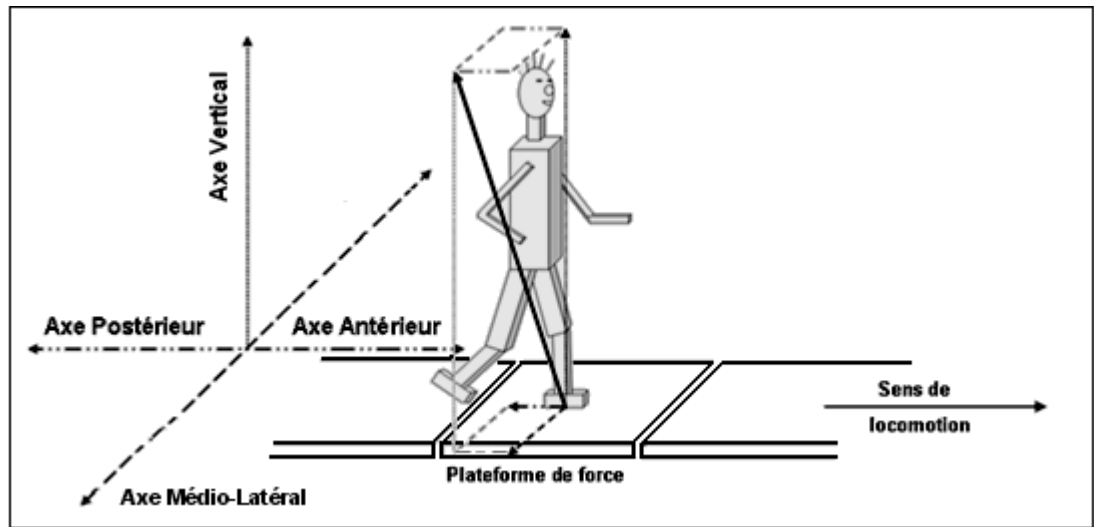


**Figure 1.2 Méthode de calcul des variables spatiales.**

### 1.3.2 L'analyse des forces de réaction au sol

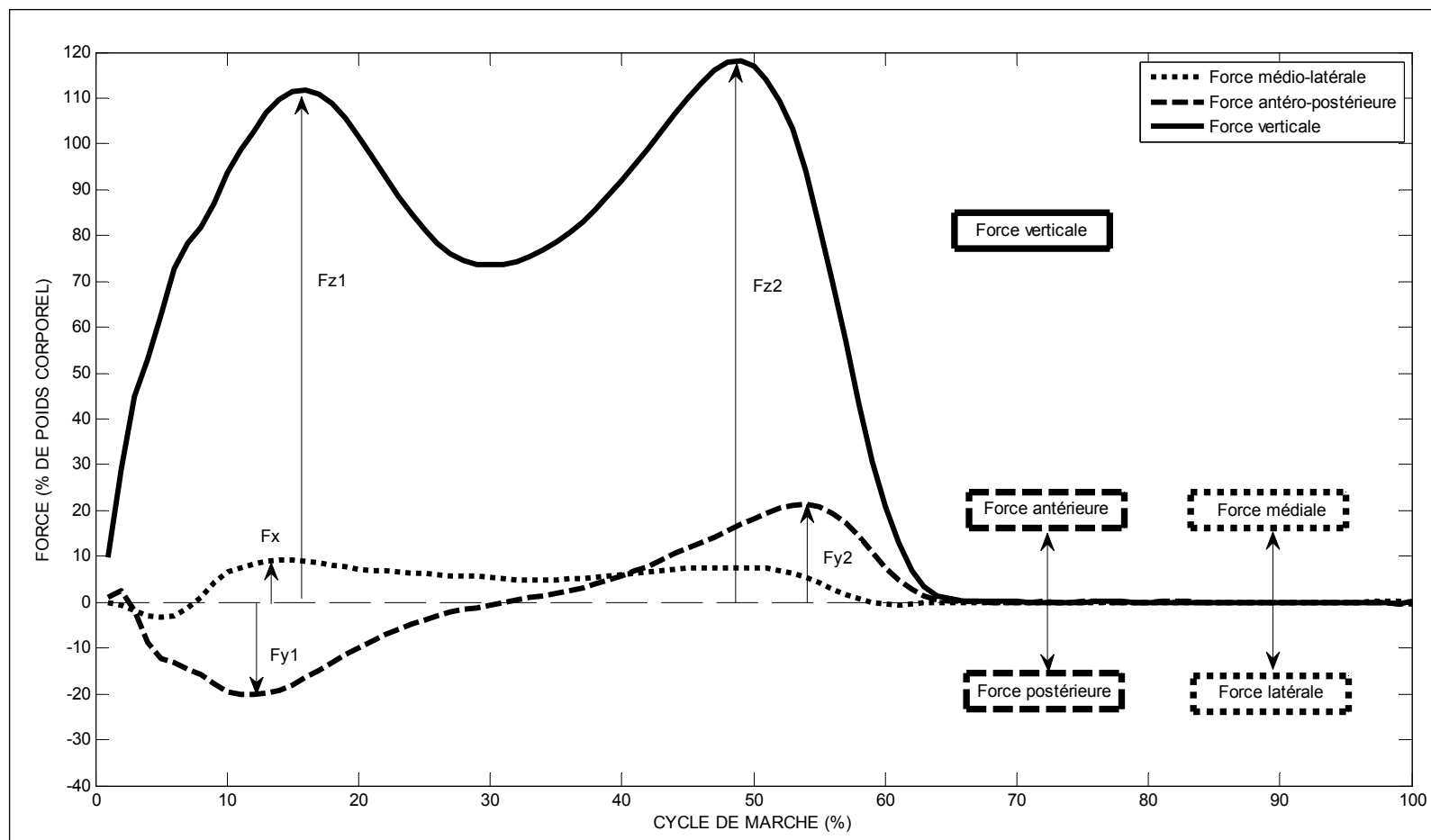
L'analyse de la marche peut se faire en étudiant les forces de réaction au sol générées durant la locomotion que l'on enregistre grâce à des plateformes de forces. La force résultante générée par un appui se décompose selon trois axes (Voir Figure 1.3). Chaque composante évolue de façon spécifique durant un cycle de marche. Ainsi nous pouvons voir à la Figure 1.4 l'évolution de chaque composante d'un sujet marchant sur tapis roulant à vitesse confortable.

L'évolution de la force verticale durant le cycle de marche présente deux pics,  $F_{z1}$  et  $F_{z2}$ , séparés par un creux. Pour une vitesse de marche de confort, les pics atteignent environ 120% de poids corporel, et le creux environ 80%. Le premier pic  $F_{z1}$  intervient à la fin du chargement, c'est-à-dire au début de la phase de milieu d'appui. Le creux est observable à la fin de cette même phase. Le second pic  $F_{z2}$  intervient tardivement sur la fin de la phase terminale d'appui, juste avant la phase de pré-oscillation.



**Figure 1.3 Axe de décomposition des forces de réaction au sol.**

Les forces antéropostérieures et médio-latérales sont parallèles au sol, ce sont des forces de cisaillement. Elles sont de plus faibles amplitudes que la force verticale. La force latérale  $F_{x1}$  intervient lors de la pose du pied au sol, et son amplitude ne dépasse pas 5% du poids corporel. La force médio-latérale est créée par le transfert de poids du corps supporté par une jambe se déplaçant vers la nouvelle jambe d'appui. A l'appui, le sujet exerce une poussée latérale pour permettre le déplacement de son centre de gravité sur l'autre jambe. La force mesurée sur le tapis est alors une force égale et opposée, donc médiale. Son amplitude maximale  $F_{x2}$  ne dépasse pas 10% du poids corporel et le pic intervient au milieu de la phase de chargement. La force antéropostérieure générée par le sujet sert, dans un premier temps, à stabiliser le support du poids corporel du sujet en s'opposant au déplacement, car juste avant le contact du pied au sol, en fin de phase unipodale, le sujet est en déséquilibre. Puis, dans un deuxième temps, à la propulsion du sujet. Donc la force de réaction mesurée par le tapis est, dans un premier temps, postérieure, puis, dans un deuxième temps, antérieure. Son amplitude maximale est comprise entre 20% et 30% de poids corporel pour le premier pic dit postérieur,  $F_{y1}$ , et pour le deuxième pic dit antérieur,  $F_{y2}$  (Perry, 1992).

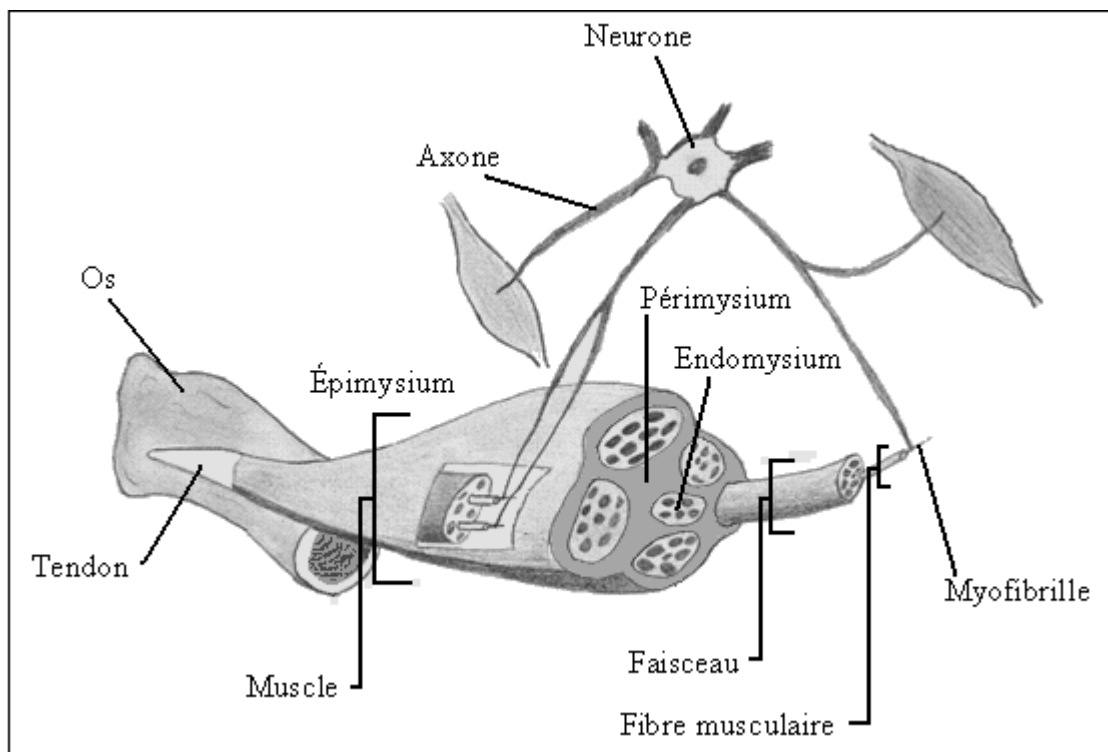


**Figure 1.4 Évolution de chaque composante de force de réaction au sol durant un cycle de marche.**

### 1.3.3 L'analyse de l'activité électromyographique des muscles

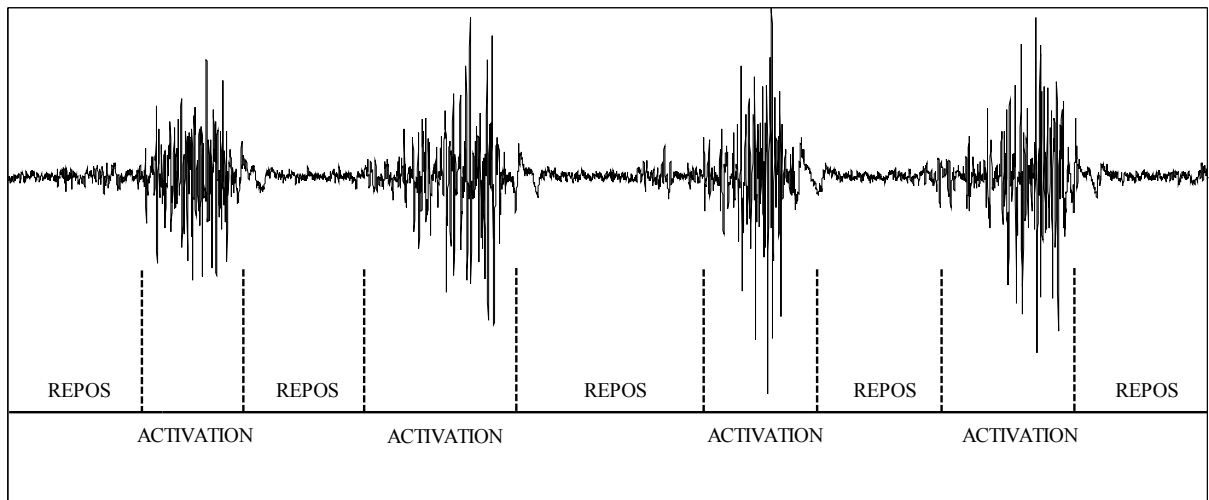
L'électromyographie est une technique expérimentale traitant du développement, de l'enregistrement, et de l'analyse des signaux myoélectriques (Konrad, 2005). Elle met en jeu le système musculaire ainsi que le système nerveux. Trois types de muscles constituent le système musculaire humain (lisse, cardiaque, squelettique), seuls les muscles de type squelettique sont contrôlés volontairement, ils sont aussi appelés muscles du mouvement volontaire et sont rattachés aux os. Grâce à leurs contractions ils permettent le mouvement.

Le muscle squelettique est enveloppé d'un tissu conjonctif appelé Épimysium qui regroupe un autre tissu conjonctif appelé Périnysium qui renferme à son tour des Faisceaux. Chaque faisceau regroupe plusieurs fibres musculaires entourées d'endomysium. Une fibre musculaire englobe à son tour un grand nombre de myofibrilles allant de quelques centaines à quelques milliers de myofibrilles. Elles constituent l'élément contractile du muscle.



**Figure 1.5 Schéma du muscle humain.**

À l'état de repos, le potentiel électrique de la myofibrille est d'environ -80mV. Une activation neuronale permet une propagation signal électrique dans la myofibrille qui va permettre sa contraction. Son potentiel électrique augmente alors jusqu'à 30mV. À l'aide d'électrodes de surfaces nous pouvons mesurer l'activité électrique qui se propage le long de ces myofibrilles.



**Figure 1.6 Exemple d'évolution du flux électrique lors d'activation et d'inactivation d'un muscle.**

## **CHAPITRE 2**

### **ÉTUDE DE L'ART DE LA BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION SUR TAPIS ROULANT À DEUX COURROIES**

L'hémi-parésie, qui est la pathologie visible la plus répandue, se caractérise de différentes façons : hypotonique ou hypertonique. L'utilisation du tapis roulant classique à une courroie est utilisée pour comparer la marche d'individus pathologiques avec celle d'individus sains. De nos jours un tapis roulant à deux courroies est de plus en plus utilisé afin de comprendre les différences de marche entre un environnement asymétrique et un environnement symétrique lorsque l'on impose différents taux d'asymétrie. Cette utilisation a montré des résultats encourageants quant aux applications pour modifier des marches asymétriques.

#### **2.1 Revue de littérature**

L'hémiplégie peut découler d'un accident vasculaire cérébral, mais aussi de tumeurs ou d'infections venant léser les centres moteurs ou bien le faisceau pyramidal. Cela engendre un dysfonctionnement de la commande volontaire se caractérisant par une paralysie totale (hémiplégie) ou bien partielle (hémi-parésie) d'une moitié du corps humain touchant à la fois le tronc, les membres supérieur et inférieur du côté opposé à l'atteinte cérébrale. Les muscles présentent une tonicité anormale, parfois hypertonique, parfois hypotonique. Tout ceci engendre une altération de la marche plus ou moins accrue suivant le degré du déficit neuromusculaire. Cependant la capacité à compenser cette déficience motrice est meilleure chez les hémi-parétiques que chez les autres personnes souffrant de lésions neuronales car un côté entier du corps est sain (J.Perry, 1992).

À cause de leurs défaillances, les hémi-parétiques développent des mouvements compensatoires durant l'exercice de locomotion :

- La marche des hémi-parétiques hypotoniques se caractérise généralement par une flexion accrue de la hanche et du genou au milieu de la phase oscillatoire, afin d'assurer au pied un

meilleur dégagement à cause d'un tibialis antérieur défaillant ne permettant pas une bonne dorsiflexion. A la fin de la phase d'oscillation, la jambe se met en hyper-extension pour assurer un bon contact au sol, ceci entraîne un relâchement hâtif du tibialis antérieur durant le chargement de poids sur la jambe venant au sol et une activation précoce du muscle soléaire.

- Les hémiparétiques hypertoniques présentent lors de la marche une défaillance au niveau du quadriceps qui maintient le genou en hyper extension, la jambe paraît alors droite et raide. Pour réaliser le pas du côté lésé, les hémiparétiques hypertoniques combrent cette défaillance en basculant le pelvis vers l'avant puis en faisant balancer la jambe de côté en décrivant un arc de cercle. La cheville est généralement en position de flexion plantaire excessive durant cette phase d'oscillation. Le contact au sol se fait alors sur la pointe du pied. Parfois le pied peut, en plus, se présenter en pointant vers l'intérieur, c'est-à-dire en inversion, ce qui fait que le poids se concentre sur la partie latérale du pied.

Cette démarche anormale entraîne une vitesse de marche de confort réduite comparativement à celle d'un individu sain et une augmentation de la dépense énergétique si l'individu parétique marche à la même vitesse de confort qu'un individu sain. Les phases de marche se trouvent aussi modifiées par l'atteinte neuromusculaire. Ainsi par rapport à la jambe saine, la jambe parétique possède un temps d'oscillation augmenté et un temps d'appui raccourci. Ce qui permet de dire que le patron de marche des hémiparétiques est asymétrique.

Le développement technologique a permis d'évaluer et de comparer les marches normales et pathologiques telle que l'hémiparésie et de proposer plusieurs types d'exercices visant à améliorer les patrons des marches pathologiques. Le tapis roulant fait partie de ce développement technologique. C'est un appareillage de plus en plus utilisé, qui possède l'avantage de permettre à un individu d'effectuer une tâche répétitive en situation de marche à des vitesses variables dans un minimum d'espace.

Cependant, malgré ces avantages, le tapis roulant présente l'inconvénient de déformer légèrement le patron de la marche produit sur sol lors de la phase d'adaptation (Stolze, 1997;

Nelson et al, 1972 ; Greig et al., 1993). En effet, lors de la marche sur sol, une personne adopte naturellement une vitesse de locomotion qui lui est confortable. Durant un exercice de marche sur tapis roulant la personne doit s'adapter au rythme imposé par l'appareil. Ainsi, même si la vitesse de fonctionnement du tapis roulant égale la vitesse de marche de confort sur sol du sujet étudié, il a été montré que la longueur des pas est plus courte et la fréquence des pas est plus grande. Mais avec un temps d'adaptation sur tapis roulant classique, ces différences entre la marche sur sol et celle sur tapis tendent à diminuer (Van de Putte et al., 2006; Matsas et al 2000) ; Le sujet reproduit un patron de marche sur tapis, très proche de celui produit sur sol (White SC et al., 1998; Belli et al., 2001; Dierick et al., 2004; Riley et al., 2007; Lee et Hidler, 2007, Parvataneni et al., 2009).

Outre le tapis roulant classique à une courroie, il existe un autre type de tapis roulant. Le tapis roulant à deux courroies. Ces courroies sont positionnées sous chacune des jambes et pilotées indépendamment l'une de l'autre. Cet appareil est utilisé pour entraîner, via des exercices de physiothérapies ciblés, les populations ayant des patrons de marche asymétriques, tels que les personnes souffrant d'hémiplégie.

Ainsi après une recherche bibliographique où les mots clefs tels que « splitbelt treadmill » ou « split-belt treadmill » ont été écrits dans les bases de données telles que Web of Science, Wiley Interscience, Springer Link, Science Direct, Pubmed, vingt et un (21) articles qui utilisent un tapis roulant à deux courroies pour analyser la marche sont ressortis. Parmi ces articles, six (6) utilisent le tapis roulant à deux courroies seulement en mode symétrique ; c'est-à-dire avec les courroies qui fonctionnent à la même vitesse et n'étudient pas l'asymétrie de la marche. Les quinze (15) autres, utilisent le tapis roulant à deux courroies en mode asymétrique ; c'est-à-dire lorsque les vitesses des courroies fonctionnent à des vitesses différentes. Sur l'ensemble de ces quinze (15) articles, trois (3) d'entre eux ont étudié la perception des sujets durant la marche en fonctionnement asymétrique (Jensen et al., 1998; Marques et al., 2007; McFadyen et al., 2009) et non les modifications spatio-temporelles. Les douze (12) autres ont étudié les modifications du patron de la marche en fonctionnement



asymétrique sur diverses catégories de sujets pathologiques et/ou sains. Ainsi, les nourrissons (Thelen et al, 1987; Yang et al., 2005) , les enfants (Zijlstra et al., 1996), les adultes (Dietz et al., 1994, Zijlstra et Dietz, 1995, Prokop et al., 1996; Riesman et al., 2005, 2007, 2009; Choi et Bastian, 2000), en ce qui concerne les sujets sains d'une part, et les infirmes moteurs cérébraux (Reisman et al., 2005, 2007, 2009), les personnes ayant subi une hémisphérectomie, c'est-à-dire une ablation d'une partie du cerveau (Choi et al., 2009), et les Parkinsoniens (Dietz et Michel, 2008) pour les sujets pathologiques d'autre part, ont servi de support à ces études. Parmi ces douze (12) articles, dix (10) ont été sélectionnés afin de produire la revue bibliographique car ils traitent soit des sujets sains soit des hémiparétiques.

Se basant sur le principe de la plasticité du cerveau, et sur le fait que les chats maintiennent une alternance de leurs appuis lorsqu'ils marchent sur un tapis roulant à deux courroies en fonctionnement asymétrique où le ratio des vitesses des courroies n'excède pas 3:1 (Kulagin et Shik, 1970), Thelen a été la première à mettre en évidence le même phénomène chez les nourrissons de 7 mois (Thelen et al., 1987). Évoluant sur de faibles vitesses 0,1m/s et 0,2m/s, et conservant un ratio de vitesse de 2:1, les nourrissons ont montré une nouvelle coordination des deux jambes afin de maintenir une alternance des pas. Ainsi, si l'on prend deux essais en mode symétrique : un à vitesse lente, l'autre à vitesse rapide, nous obtenons une durée de cycle plus courte pour la vitesse rapide que pour la vitesse lente. Si maintenant une asymétrie constituée de ces mêmes vitesses lente et rapide est réalisée, il a été noté que la durée de cycle de marche est toujours comprise entre la vitesse rapide et la vitesse lente obtenues en mode symétrique. La jambe rapide raccourcit sa durée d'appui et rallonge sa durée d'oscillation, et inversement pour la jambe lente qui raccourcit sa durée d'oscillation et rallonge sa durée d'appui. Quand l'asymétrie de vitesses des courroies dépasse 3:1, il a été observé chez certains nourrissons, une exécution de deux pas rapides successifs avant de produire un pas lent.

Une autre étude utilisant des ratios d'asymétries beaucoup plus grands que ceux imposés par Thelen (de 1:1 à 22,5:1 avec une vitesse variant de 0,04m/s à 0,31m/s pour la jambe lente et

de 0,23m/s à 1,69m/s pour la jambe rapide) a montré que les nourrissons peuvent toujours coordonner leurs pas de différentes manières, et même, si les courroies fonctionnent dans des directions opposées, observant des patrons différents sous chacune des jambes mais restant cependant coordonnées afin de n'avoir toujours qu'une seule jambe en phase d'oscillation à la fois (Yang et al., 2005). Ceci met en évidence que les patrons de la marche sous chacune des jambes présentent un certain degré d'indépendance l'un de l'autre, mais restent coordonnés afin de toujours assurer un appui au sol. De plus il a été noté une plus proche similarité du patron de la marche de la jambe rapide en mode asymétrique, correspondant à celui produit en mode symétrique pour la même vitesse, ceci suggérant que la jambe rapide exerce une plus grande influence sur l'ensemble du patron de la marche (Yang et al., 2005).

Dietz (Dietz et al., 1994) se basant sur les nouvelles études qui montrent que l'activation musculaire dépend des entrées proprioceptives (Berger et al., 1984, Dietz et al., 1987) et visuelles (Alum et al., 1988) a analysé les modifications temporelles de la marche et l'activation électromyographique de quatre (4) ensembles de muscles générée durant l'exercice de marche à différents ratios d'asymétrie : le tibialis antérieur, les jumeaux du triceps (gastrocnémiens), le droit antérieur, le biceps crural. Pour ce faire, seize (16) combinaisons de marche ont été réalisées avec des vitesses fixées à 0,5m/s, 1m/s, 1,5m/s et 2m/s et où l'ordre des essais était ordonné. Il a été mis en évidence qu'une adaptation de dix (10) à vingt (20) foulées était nécessaire pour stabiliser la marche produite dans un nouvel environnement de locomotion. Comme Thelen (Thelen et al., 1987), le raccourcissement de la phase d'appui et rallongement de la phase d'oscillation ont été observés pour la jambe rapide en mode asymétrique et inversement pour la jambe lente où la phase d'appui est rallongée et la phase d'oscillation raccourcie. Ceci est accompagné d'une réorganisation d'activation électromyographique.

Du fait du raccourcissement de la phase d'appui, les jumeaux du triceps sous la jambe rapide s'activent plus tôt sous la jambe rapide afin de produire un décollement du pied avancé. Par opposition, le rallongement de la phase d'appui de la jambe lente est relié à une augmentation

de l'activation des muscles fléchisseurs de la jambe et une coactivation des muscles antagonistes de la jambe est nécessaire pour maintenir un équilibre durant la phase d'oscillation prolongée de la jambe opposée. Donc, plus l'asymétrie est grande, plus les gastrocnémiens de la jambe rapide et le tibialis antérieur de la jambe lente s'activent fort. Ceci suggère que l'activation électromyographique des gastrocnémiens est réalisée grâce à une modulation proprioceptive (Dietz et al., 1994).

Par la suite à l'aide de deux articles Zijlstra, a étudié et comparé les modifications temporelles d'adultes sains (Zijlstra et Dietz, 1995) avec celles d'enfants de 4 à 10 ans évoluant sur le tapis roulant en mode asymétrique. Ces études ont confirmé dans un premier temps les modifications constatées au préalable par Dietz (Dietz et al., 1994) d'un point de vue temporel pour les adultes. De plus il a été montré que les temps de doubles appuis étaient très proches pour chacun des côtés pour une asymétrie donnée. Ceci permettant d'émettre l'hypothèse que le temps de double appui est dépendant des vitesses de défilement des deux courroies. Au sujet des enfants, il a été noté des variations avec l'âge. Ainsi, à mesure que le sujet vieillit, les durées de cycle, d'appui et d'oscillation se réduisent pour une vitesse d'asymétrie donnée. Dans un deuxième temps, les durées de phases, la fréquence de marche et la vitesse de marche ont été adimensionnées selon la méthode de Hof (Hof et al, 1996). Il a été noté un comportement similaire chez les enfants et chez les adultes, où pour les deux groupes la fréquence de foulée, les durées d'appui et d'oscillation augmentent avec la vitesse de marche. Ceci laissant entendre que les différences spatiotemporelles de la marche des enfants et celles des adultes proviennent de la différence morphologique et non de la maturation du développement neurologique (Zijlstra et al., 1996).

Plusieurs travaux de recherches ont été consacrés par la suite à étudier le processus d'adaptation de la marche en environnement asymétrique. Ainsi il a été montré qu'il existait un processus d'apprentissage qui pouvait être conservé momentanément. La première personne mettant en évidence cela avec le tapis roulant à deux courroies est Prokop (Prokop et al., 1996). Utilisant un tapis roulant à deux courroies en fonctionnement asymétrique

(0,5m/s et 1,5m/s), il a fait marcher onze (11) adultes sains sur la bande lente pendant 30 foulées (mode symétrique), il leur a ensuite demandé de marcher sur les deux bandes (mode asymétrique) pendant 45 foulées. Après une minute de pause l'essai a été répété. Puis une nouvelle série de deux essais a été effectuée en intervertissant les vitesses des courroies. Pour la première série d'essais, il a été noté que la stabilisation des paramètres temporels demandait une exécution d'une quinzaine (15) de foulées au premier essai, lors du deuxième essai la stabilisation des paramètres s'effectuait seulement après trois à cinq (3-5) foulées. Pour la deuxième série d'essais en mode miroir, il a été observé le même phénomène, montrant ainsi un effet d'apprentissage sur une tâche répétée. Par contre, le fait qu'entre la série une et la série deux, il ait fallu de nouveau un temps d'adaptation d'une dizaine de foulées pour que les variables spatiotemporelles et les électromyographiques se stabilisent, prouve qu'il n'y a pas d'effet d'apprentissage pour un mode miroir.

Par la suite, d'autres études se sont concentrées sur l'évolution des modifications spatio-temporelles lorsque l'on changeait le mode de fonctionnement du tapis roulant en passant du mode symétrique vers le mode asymétrique (Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007; Reisman et al., 2009). Ainsi il a été mis en évidence que certaines variables se modifient très rapidement et restent stables durant le nouveau mode de marche. Ce qui est le cas pour les longueurs de foulées et temps d'appui. Alors que d'autres variables comme le temps de double support, et la longueur de pas se modifient graduellement. Ceci combiné à l'effet d'apprentissage qui est conservé momentanément, il a été démontré que le patron de marche, acquis en mode de marche asymétrique, vient altérer le patron de marche en fonctionnement symétrique durant une courte période. Pour les sujets sains, le patron de la marche généré présente une certaine asymétrie pour les longueurs de pas et les durées de double support mais ceci disparaît après l'exécution d'une trentaine (30) de foulées. Dans le cas où les sujets souffrent d'hémiplégie, dû au facteur de conservation momentanée de l'ancien patron de la marche sur tapis roulant asymétrique, il a été observé une réalisation de marche plus symétrique sur une brève période en mode de fonctionnement symétrique ; et ceci seulement si la jambe qui produisait un pas plus court était positionnée sur la courroie rapide du tapis

roulant en mode asymétrique. Dans le cas où la jambe qui produisait un pas plus court était positionnée sur la courroie lente durant la locomotion asymétrique, l'asymétrie du patron de la marche des sujets hémiparétiques était accentuée pendant les premières foulées de marche en mode symétrique.

Toujours sur le même principe de conservation momentanée du nouveau patron de marche, Choi (Choi et Bastian, 2007) s'est concentré sur plusieurs modes de marche possibles que l'on peut générer sur un tapis roulant à deux courroies : Symétrique en marche avant, symétrique en marche arrière, asymétrique, Hybride (lorsque les courroies défilent dans des directions opposées). Ils ont analysé les effets consécutifs d'une marche sur un mode de fonctionnement vers un autre mode de fonctionnement. Il a été mis en évidence que certains changements de mode présentaient un fort effet consécutif qui venait modifier le patron de la marche dans le nouvel environnement. D'autres changements de mode ne présentaient aucun effet consécutif. Cela laisse supposer que l'humain possède peut être plusieurs réseaux de locomotions indépendants et adaptables sous chacune des jambes (Choi et Bastian, 2007).

Tableau 2.1 Synthèse des protocoles de la revue bibliographique

AUTEUR	SUJET			ESSAI							VITESSE en m/s
	Nbr	T	P	Sym		Asym		Hyb	S	Déroulement	
				Av	Ar	Av	Ar				
1) E. Thelen et al. ; 1987	8	N	-	2		2				Comb - Al	0,1; 0,2
2) V. Dietz et al. ; 1994	10	A	-	4		12				Comb - Or	0,5; 1; 1,5; 2
3) W. Zijlstra, V. Dietz. ; 1995	10	A	-	4		12				Comb - Or	0,5; 1; 1,5; 2
4) T. Prokop et al. ; 1995	11	A	-	2		2				Comb - Or	0,5 ; 1,5
5) W. Zijlstra et al. ; 1996	73	E	-	3		6				Comb - Or	0,25 ; 0,5 ; 1
	10	A	-	3		6					0,5 ; 1 ; 1,5
6) F. Yang et al. ; 2005	39	N	-	1		1				Comb - Al	côté lent: 0,04-0,31 côté rapide: 0,23-1,69 hybride: 0,25-0,4
	12	N	-	1			1				
	10	N	-	1				1			
7) D. Reisman et al. ; 2005	7	A	-	2		1				Seq - Or	0,5 et 1
	7	A	-	2		1					0,5 et 1,5
	7	A	-	2		1					0,5 et 2
8) D. Reisman et al. ; 2007	13	A	-	2		1				Seq - Or	0,5 et 1
	13	A	IMC	2		1					
9) J. Choi, A. Bastian ; 2007	7	A	-	1	1	1				Seq - Or	0,5 et 1
	7	A	-	1	1		1				
	6	A	-	1	1	1	1				
	15	A	-	1	1			1			
10) D. Reisman et al. ; 2009	11	A	-	2		1			1	Seq - Or	V <sub>maxsol</sub> et V <sub>max sol/2</sub>
	11	A	IMC	2		1			1		

*Nbr* : nombre, *T* : type (*A* : adulte, *E* : enfant, *N* : nourrisson), *P* : pathologie, *IMC* : Infirme moteur cérébraux, *Sym* : défilement symétrique des courroies, *Asym* : défilement asymétrique des courroies, *Hyb* : Hybride, signifie que les courroies fonctionnent dans les directions opposées, *S* : sol, *Av* : locomotion avant, *Ar* : locomotion arrière, *Comb* : ensemble de combinaisons avec les vitesses proposées, *Seq* : séquence, *Al* : ordre aléatoire, *Or* : ordre ordonné.

Tableau 2.2 Synthèse des variables étudiées de la revue bibliographique

AUTEUR	VARIABLE													
	Temporel				Spatial					EMG				Force
	$D_{ap}$	$D_{dap}$	$D_{osc}$	$D_c$	Ang	$L_p$	$L_f$	$l_p$	$L_{sup}$	deb	fin	amp	co-act	
1) E. Thelen et al.	X	x	x	x										
2) V. Dietz et al.	X			x								x	x	
3) W. Zijlstra, V. Dietz.	X	x	x	x					x					
4) T. Prokop et al.	X		x	x								x	x	
5) W. Zijlstra et al.	X			x										
6) F. Yang et al.	X		x	x	x							x	x	
7) D. Reisman et al.	X	x	x	x	x	x	x							
8) D. Reisman et al.	X	x	x	x	x	x	x							
9) J Choi, A. Bastian					x									
10) D. Reisman et al.	X	x	x	x		x	x							

**Temporel** :  $D_{ap}$  : Durée d'appui ;  $D_{dap}$  : Durée de double appui ;  $D_{osc}$  : Durée d'oscillation ;  $D_c$  : Durée de cycle.

**Spatial** : Ang : phase angulaire des segments des jambes ;  $L_p$  : Longueur de pas ;  $L_f$  : Longueur de foulée ;  $l_p$  : Largeur de pas ;  $L_{sup}$  : Longueur de support (distance parcourue par la malléole pendant la durée d'appui).

**EMG** : deb : Début d'activation ; fin : Fin d'activation ; amp : Amplitude d'activation ; co-act : Coactivation des muscles.

**Force** : Force de réaction au sol.

Tableau 2.3 Synthèse des résultats obtenus de la revue bibliographique

	<b>RESULTATS</b>
<b>Temporel</b>	La phase oscillation est plus longue sur la jambe rapide que sur la jambe lente et la phase d'appui est plus longue sur jambe lente que sur jambe rapide (% <sub>CDM</sub> ) [1]. Même phénomène observé chez les adultes et enfants [2, 3, 5, 6, 7, 8, 10]. Pour des essais de plusieurs minutes en fonctionnement asymétrique le temps d'appui se modifie rapidement et reste constant alors que les temps de double appui se modifient graduellement [7, 8, 10].
<b>Spatial</b>	Il y a un rallongement de la longueur du pas rapide et une réduction de celle du pas lent en marche asymétrique par rapport à la marche symétrique [7, 8, 10]. Pour des essais de plusieurs minutes en fonctionnement asymétrique la longueur de foulée se modifie rapidement et reste constante alors que la longueur de pas se modifie graduellement en fonctionnement asymétrique [7, 8, 10].
<b>EMG</b>	Pour la jambe rapide le gastrocnémien augmente l'amplitude de l'activation et la durée est augmentée et prématurée; le tibialis antérieur augmente légèrement l'amplitude d'activation et la durée d'activation est constante. Pour la jambe lente le gastrocnémien a une activation aplatie et le tibialis antérieur augmente l'amplitude d'activation et la durée d'activation est rallongée [2]. Extenseurs homologues pour chaque jambe ont une meilleure coactivation que les fléchisseurs [6].
<b>Apprentissage</b>	Pour un essai d'asymétrie répété un phénomène d'apprentissage est observé. Pour un premier essai un certain nombre de foulées est nécessaire pour s'habituer à l'asymétrie ; pour le deuxième essai le nombre de foulées est réduit. Par contre si les vitesses des courroies sont interverties, la durée d'apprentissage est la même que pour le premier essai : il n'y a donc aucun effet miroir [4].
<b>Effet consécutif</b>	Il y a une adaptation indépendante entre marche avant, arrière, et hybride pour chaque jambe [9]. Il y a une modification de la marche pendant une courte durée sur le tapis roulant en mode symétrique ou sur le sol pour adultes sains ou atteints d'IMC [7, 8, 10].



## 2.2 Critiques des expérimentations passées

D'un point de vue global, l'ensemble des articles publiés ont permis de démontrer que chacune des jambes étaient capables de produire un patron de la marche différent lorsque un individu sain ou atteint d'hémiparésie évoluait dans un environnement contrôlé de locomotion asymétrique. Mais aucun de ces articles n'a proposé de modèles de la marche dans de tels environnements de locomotion.

D'un point de vue plus spécifique, à l'exception des articles traitant des modifications du patron de la marche chez les nourrissons (Thelen et al., 1987, Yang et al., 2005), personne n'a réalisé de combinaisons d'asymétries aléatoirement. Cependant, comme le type de sujets analysés portait sur les nourrissons, peu d'essais de marche ont été réalisés. Les autres articles ont utilisé des séquences ordonnées d'exercices, ou bien un ensemble de combinaisons ordonnées. Il se peut donc que dans les résultats obtenus, il y ait un effet séquence.

Cependant, sur l'ensemble des articles collectés qui étudiaient les modifications du patron de la marche chez les individus sains, la majorité a réalisé très peu d'essais d'asymétrie différents. A l'exception de deux (2) articles, où douze (12) essais d'asymétries et quatre (4) de symétrie ont été réalisés, les autres articles ont produit au maximum six (6) combinaisons d'asymétries et trois (3) essais symétriques (Zijlstra et al., 1996). Généralement les asymétries ont été créées afin d'obtenir des ratios de vitesses entre les courroies égaux à 1 :1, 2:1, 3:1 et maximum 4:1 (Dietz et al., 1995, Zijlstra et Dietz, 1995), créant ainsi des forts taux d'asymétrie variant de 0% à 75% et ne faisant pas évoluer l'asymétrie d'un incrément régulier.

De plus, bien que certaines études aient utilisé des plateformes de forces intégrées au tapis roulant à deux courroies pour détecter les temps d'appui, d'oscillation et de double support (Dietz et al., 1995; Zijlstra et Dietz, 1995; Zijlstra et al., 1996), personne n'a étudié les

modifications des forces de réaction au sol lorsqu'un individu évolue sur un tapis roulant à deux courroies en mode asymétrique.

La plupart des articles traitant des modifications du patron de la marche en mode asymétrique analyse les variables temporelles : durée d'appui, d'oscillation, de double appui. Mais peu de publications ont traité des variables spatiales. Seul Reisman dans ses différents articles propose une version modifiée des longueurs de pas et des longueurs de foulées (Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007; Reisman et al., 2009), mais qui ne correspond pas aux définitions que l'on peut trouver dans les différents articles relatifs à la marche sur sol. Ainsi la « *longueur de pas modifiée* » correspond à la distance entre les deux marqueurs des malléoles externes au moment du contact talon sur l'axe antéropostérieur; et la « *longueur de foulée modifiée* » correspond à la distance parcourue par le marqueur de la malléole externe dans l'axe antéropostérieur entre le moment où le contact talon se produit et jusqu'au décolllement du pied. Bien que les amplitudes des longueurs de pas se trouvent proches de la réalité, la longueur de foulée, elle, donne des grandeurs très réduites par rapport à ce que l'on peut trouver sur la marche sur sol ou bien sur tapis roulant (Stolze et al., 1997). Zijlstra propose de mesurer une amplitude de déplacement en calculant la longueur de support obtenue par la durée d'appui au sol multipliée par la vitesse de défilement de la courroie (Zijlstra et Dietz, 1995).

Pour finir, bien que plusieurs études aient analysées les modifications des variables spatiotemporelles, personne n'a essayé de voir si les variables étudiées pouvaient être prédites.

### **2.3 Énoncé de l'hypothèse de recherche**

Comme il a été vu ci-dessus, plusieurs éléments n'ont pas été considérés dans les études antérieures. Cela a permis de définir une hypothèse de recherche suivie de deux sous objectifs qui auront pour but in fine de développer un modèle du patron de la marche dans un

environnement contrôlé d'asymétrie. Ceci sera une aide dans la compréhension de la marche asymétrique pathologique et devrait permettre de développer des exercices de réadaptation adaptés visant à rendre la marche plus symétrique, donc plus « normale ».

La majeure partie des études proposaient des séquences de marches ordonnées ou bien des combinaisons d'essais asymétriques ordonnés. Personne n'a étudié l'évolution des variables du patron de la marche en faisant varier graduellement et d'un incrément régulier le taux d'asymétrie afin d'observer les modifications des paramètres de marche dans ces conditions. De plus, comme le matériel mis à disposition au laboratoire d'imagerie et d'orthopédie (L.I.O.) de l'Hôpital Notre-Dame le permet, grâce au tapis roulant ADAL possédant deux plateformes de force sous chacune des courroies, nous avons décidé d'analyser les modifications des forces de réaction au sol lors de l'exercice de marche en fonctionnement asymétrique, car dans un tel environnement de marche, les forces de réaction au sol n'ont jamais été publiées, cela sera donc forcément utile en complément de la compréhension des modifications du patron de la marche d'un point de vue spatio-temporel et électromyographique.

Suite à cette analyse critique de la revue bibliographique, la problématique de recherche émise est donc la suivante :

« Est-ce que le fait de générer de faibles taux d'asymétrie avec un incrément régulier va nous permettre d'observer les mêmes tendances de modifications des paramètres spatiaux et temporels de la marche et les mêmes tendances de modifications des activités électromyographiques des muscles obtenues pour de forts taux d'asymétrie ; et quelles vont être les évolutions des forces de réaction au sol associées à ces conditions de marche? »

A ceci s'ajoute, deux sous objectifs de recherche. Tout d'abord, comme dans la littérature, la longueur de pas et celle de foulée sont fréquemment étudiées dans les paramètres spatio-temporels de la marche sur sol ou bien sur tapis roulant classique, et que cela n'a été fait que

par un auteur par des définitions modifiées (Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007; Reisman et al., 2009) ne coïncidant pas aux définitions de la marche sur sol déjà établies, nous avons voulu, dans un premier sous objectif de recherche, développer une méthode de calcul de ces deux paramètres sur tapis roulant en fonctionnement asymétrique en coïncidant le plus possible avec les définitions déjà fixées sur la marche sur sol. Ceci afin de pouvoir obtenir des valeurs réalistes et comparables à d'autres études traitant de la marche sur sol ou sur tapis roulant classique, dans le but de permettre une meilleure analyse du comportement des variables.

Comme la finalité de toutes les études passées, ainsi que la nôtre, était de comprendre les modifications du patron de la marche lorsque le sujet marchait dans un environnement asymétrique contrôlé, nous avons voulu voir, dans ce deuxième sous objectif de recherche, quelles variables pouvaient avoir un comportement prédictible. Cependant nous nous sommes restreints aux variables spatiotemporelles.

## **CHAPITRE 3**

### **MÉTHODOLOGIE**

Avant de démarrer les expérimentations, le projet de recherche a été accepté par le comité éthique du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) puis par celui de l'École de Technologie Supérieure (ETS).

#### **3.1 Les sujets**

##### **3.1.1 Le recrutement**

L'échantillon pressenti pour cette étude a nécessité un total de vingt (20) participants adultes asymptomatiques (en bonne santé) : dix (10) femmes et dix (10). Cependant à causes des soucis de matériels seulement 17 sujets ont été analysés (voir Tableau 3.1 et Tableau 3.2).

Le recrutement des vingt participants s'est effectué en partie au Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) du centre de recherche du CHUM de l'Hôpital Notre Dame par affichage et par envoi de courriel. Une autre partie des sujets a été recrutée par le biais du bouche à oreille. Les personnes intéressées pour participer à l'expérimentation ont été invitées à nous contacter pour obtenir un formulaire d'information et de consentement. Elles ont pu poser toutes les questions afin de nous donner une réponse avisée et éclairée quant à leur participation. Après un délai de réflexion suffisant, chacune des personnes volontaires a signé le formulaire de consentement.

##### **3.1.2 Les critères d'inclusion et d'exclusion des participants**

Les personnes désireuses de participer à l'expérimentation devaient être adultes au moment de signer le formulaire de consentement, être en mesure de comprendre et de répondre aux questionnaires de consentement en français, être en mesure de comprendre les instructions

qui leur ont été communiquées pendant l'expérimentation. De plus ils ne devaient souffrir d'aucun trouble moteur de locomotion, d'aucun trouble de l'équilibre ou cardiaque, et posséder une endurance suffisante pour procéder à l'ensemble de l'expérimentation.

Les personnes ont été exclues si elles ont mentionné en début de séance, à l'aide d'un questionnaire oral préalable, des problèmes de claudication, des problèmes neurologiques, des problèmes pulmonaires limitant la marche, des problèmes cardiaques, des déficits proprioceptifs ou des problèmes d'équilibre, si elles avaient subi un traumatisme aux articulations suivantes : hanches, genoux, chevilles, si elles avaient subi des interventions chirurgicales sur les membres inférieurs handicapant la marche, si leur condition physique pouvait affecter l'évaluation par exemple l'incapacité à s'adapter au tapis roulant, au port du harnais et/ou à la présence de déformations sévères de la hanche ou du pied.

### **3.2 Le déroulement expérimental**

Après avoir vérifié que le formulaire de consentement ainsi que le questionnaire « Human activity profile » (voir Annexes I) jugeant de la bonne forme des sujets ont bien été remplis et signés, l'expérimentation pouvait commencer. Dans un premier temps, chaque sujet a été mesuré et pesé, puis sa jambe dominante a été déterminée en poussant le sujet dans le dos et en regardant laquelle de ses deux jambes servait à sa réception.

#### **3.2.1 Positionnement des électrodes**

Sur le sujet habillé en T-shirt et en shorts, il a été placé bilatéralement des électrodes électromyographiques sur quatre muscles (total de huit (8) électrodes). Les électrodes ont été placées sur le droit antérieur, semi-tendineux, gastrocnémien interne, tibialis antérieur suivant les recommandations du projet SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, [www.seniam.org](http://www.seniam.org)).

Tableau 3.1 Données anthropométriques de l'ensemble des sujets

Sujet	Sexe	Age	Taille en m	Poids en kg	Longueur de Jambe en m	Vitesse de confort en m/s	Côté dominant
1	F	24	1,62	60,39	0,743	1,3	droit
2	F	23	1,57	57,9	0,75	1,35	droit
3	F	25	1,58	53,31	0,708	1,35	droit
4	F	40	1,72	67,92	0,785	1,35	droit
5	F	31	1,71	77,46	0,764	1,4	droit
6	F	31	1,73	57,91	0,824	1,4	droit
7	F	26	1,69	60,11	0,793	1,4	droit
8	F	44	1,69	71,33	0,799	1,4	droit
9	F	28	1,74	71,64	0,832	1,45	droit
10	F	25	1,71	58,76	0,806	1,5	droit
11	M	24	1,72	65,48	0,798	1,35	gauche
12	M	25	1,74	72,27	0,808	1,4	droit
13	M	25	1,72	75,96	0,83	1,4	gauche
14	M	25	1,71	71,95	0,805	1,45	gauche
15	M	26	1,81	62,2	0,865	1,45	droit
16	M	29	1,73	67,01	0,822	1,55	droit
17	M	25	1,69	62,79	0,745	1,6	droit

*Longueur de jambe* : distance entre la tête fémorale et le talon

*Vitesse de confort* : vitesse de marche confortable du sujet

*Côté dominant* : côté de sa jambe dominante

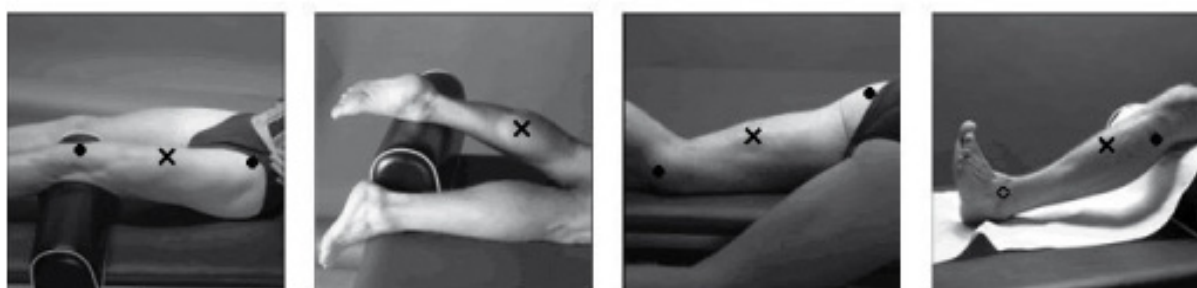
Tableau 3.2 Moyennes et écarts types par sexe et pour l'ensemble du groupe d'étude

	HOMME (n=7)		FEMME (n=10)		TOTAL (n=17)	
	M	E.T.	M	E.T.	M	E.T.
Age	25,6	1,62	29,7	7,09	28	5,8
Taille en m	1,73	0,04	1,68	0,06	1,7	0,06
Poids en kg	68,24	5,25	63,67	7,83	65,55	7,08
Vitesse de confort en m/s	1,46	0,089	1,39	0,057	1,42	0,077
Longueur de jambe en m	0,811	0,036	0,781	0,039	0,793	0,04

*M* : moyenne *E.T.* : écart type

Pour chaque muscle qui devait être mesuré, la zone qui devait recevoir l'électrode a été rasée à l'aide d'un rasoir puis nettoyée à l'alcool pour enlever les substances de crèmes, de transpiration, et les peaux mortes afin de réduire au maximum l'impédance entre l'électrode et le signal électrique (Konrad, 2005).

Pour le droit antérieur, l'électrode a été placée à 50% sur la ligne entre l'épine iliaque antéro-supérieure et le sommet de la rotule (voir Figure 3.1 photo 1), alors que le sujet était allongé sur le dos, un coussin positionné sous son genou et sa jambe tendue au maximum. Le placement de l'électrode pour le gastrocnémien interne (gastrocnémien) s'est fait comme suit : Sur la partie la plus proéminente du mollet, le sujet étant allongé sur le ventre, un coussin positionné sous sa cheville, avec le mollet contracté à son maximum (voir Figure 3.1 photo 2). Pour le semi-tendineux, l'électrode a été placée au milieu de la distance entre tubérosité ischiale et de l'épicondyle médial, le sujet étant allongé sur le dos, sa jambe légèrement pliée (voir Figure 3.1 photo 3). Pour le dernier muscle, le tibialis antérieur, l'électrode a été placée au premier tiers supérieur de la distance entre l'extrémité de la fibula et l'extrémité de la malléole médiale, le sujet étant allongé sur le dos, un coussin sous le genou et la cheville au sol, le sujet effectuant une dorsiflexion (voir Figure 3.1 photo 4).



**Figure 3.1 Repérage des positionnements des électrodes EMG.**

Respectivement de gauche à droite : 1) le droit antérieur, 2) le gastrocnémien, 3) le semi-tendineux, et 4) le tibialis antérieur.



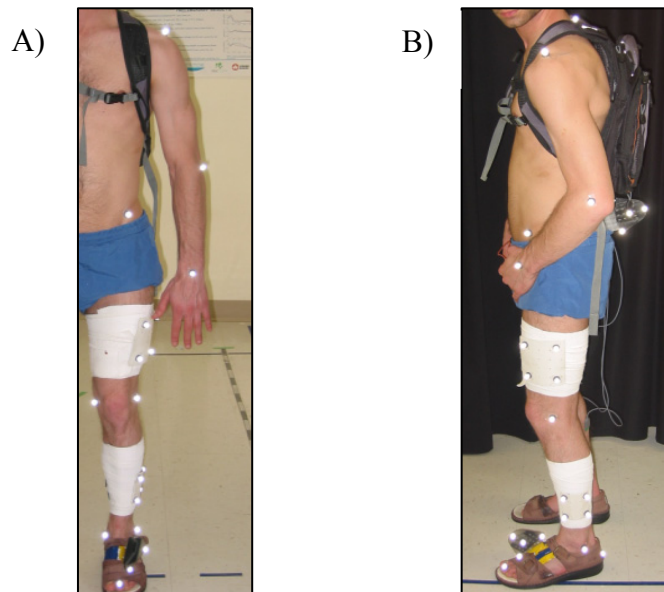
### **3.2.2 Échauffement et choix de la vitesse de marche de confort**

Par la suite, il a été demandé au sujet, portant des sandales spéciales fournies par le L.I.O., de marcher sur le tapis roulant pendant une durée de dix (10) minutes, afin de s'échauffer, de trouver sa vitesse de marche confortable et de déterminer si le fait de marcher avec des équipements de mesures ne l'incommodait pas. La vitesse initiale du tapis était de 1,2m/s et a été augmentée progressivement de 0,05m/s jusqu'à ce que le sujet trouve sa vitesse de confort (Van de Putte et al., 2006). Le sujet a ensuite complété les dix (10) minutes de marche à cette vitesse.

### **3.2.3 Positionnement des marqueurs de capture de mouvement VICON**

Un ensemble de cinquante et un (51) marqueurs VICON (Oxford, Angleterre) de 9mm de diamètre a été positionné sur la peau du sujet avec du ruban adhésif double-face de marque 3M (Maplewood, Minnesota, États-Unis) ainsi que sur des corps rigides. Les marqueurs positionnés sur le sujet étaient au niveau de la vertèbre cervicale 7 (1), des acromions (2), des épicondyles latéraux (2), des carpes (2), des épines iliaques antéro-supérieures (2), des épines iliaques postéro-supérieures (2), des condyles fémoraux internes et externes (4), des malléoles internes et externes (4), des calcaneums (2), des deuxièmes métatarses (2). Les cuisses et les mollets ont été bandés à l'aide de bandages élastiques SuperWap de la marque Foam and Fabrics (Asheville, Caroline du Nord, États-Unis) dont la face interne caoutchouteuse adhère bien à la peau et dont la face externe fibreuse permettait la fixation de velcro. Par la suite, sept (7) corps rigides de quatre (4) marqueurs ont été rajoutés sur ces quatre (4) bandes sur les faces extérieures des cuisses, des tibias, puis sur les naviculaires des pieds et le sacrum. Les corps rigides positionnés sur les segments des jambes ont été confectionnés à l'aide de plaques thermo-déformables aux dos desquelles nous avons ajouté du velcro pour qu'il se fixe sur les bandages. Les corps rigides des naviculaires en forme de « T » étaient positionnés directement sur les pieds. Ils étaient maintenus en position grâce aux lanières des sandales fournies pour l'expérience, qui serraient la barre du « T » contre les

naviculaires. Le corps rigide du sacrum était maintenu en place à l'aide d'une ceinture attachée fermement à la taille du sujet. L'ensemble de ces corps rigides permettaient ainsi de créer des repères intermédiaires pour chaque segment des jambes et du pelvis, afin de reconstruire les déplacements des marqueurs des articulations durant la marche.



**Figure 3.2 Positionnement des marqueurs de capture de mouvement sur le corps du sujet.**

A) la vue frontale, B) la vue latérale

### 3.2.4 Exercices de marche

Le sujet était ensuite apte à réaliser un ensemble de dix-huit (18) essais de marche au total scindés en trois (3) séries de six (6) essais entrecoupées d'une pause de cinq (5) minutes entre chaque série. Chaque série était définie par la vitesse de la courroie appelée vitesse de référence ( $V_{ref}$ ) sous sa jambe dominante ( $V_D$ ) qui était inchangée pour les six (6) essais. Trois (3) vitesses de référence ( $V_{ref1} = 0,75\text{m/s}$ ,  $V_{ref2} = 1\text{m/s}$ ,  $V_{conf}$  = vitesse de confort propre au sujet) ont été imposées dans un ordre choisi de façon aléatoire (voir Tableau 3.3 côté D).

Les six (6) essais de chaque série étaient définis ensuite par la vitesse de la courroie sous la jambe non dominante ( $V_{ND}$ ). Cette vitesse représentait une réduction correspondante à un taux d'asymétrie ( $T_{asym}$ ) égal soit à 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, ou à 50% de  $V_D$ . Ce qui nous permet d'écrire que :

$$\begin{aligned} V_{ND} &= V_D - T_{asym} * V_D \\ V_{ND} &= (1 - T_{asym}) * V_D \end{aligned} \quad (4.1)$$

La série débutait toujours par l'essai à  $T_{asym} = 0\%$ , puis l'ordre des essais fut choisi aléatoirement (voir Tableau 3.3 côté ND). Les trente (30) dernières secondes de marche de chaque essai étaient enregistrées, les quatre minutes trente secondes (4min:30s) précédentes servaient à l'adaptation de la nouvelle condition de marche. S'il a été observé que le sujet ait posé un pied au milieu du tapis, c'est-à-dire sur les deux courroies, lors de l'enregistrement des données, ou que le système EMG se soit arrêté durant l'acquisition des données, les trente secondes (30s) d'enregistrement de l'essai étaient immédiatement ré-effectuées sans refaire les quatre minutes trente secondes (4min:30s) d'adaptation.

Tableau 3.3 Ordre des vitesses imposées par essai de marche pour chaque sujet

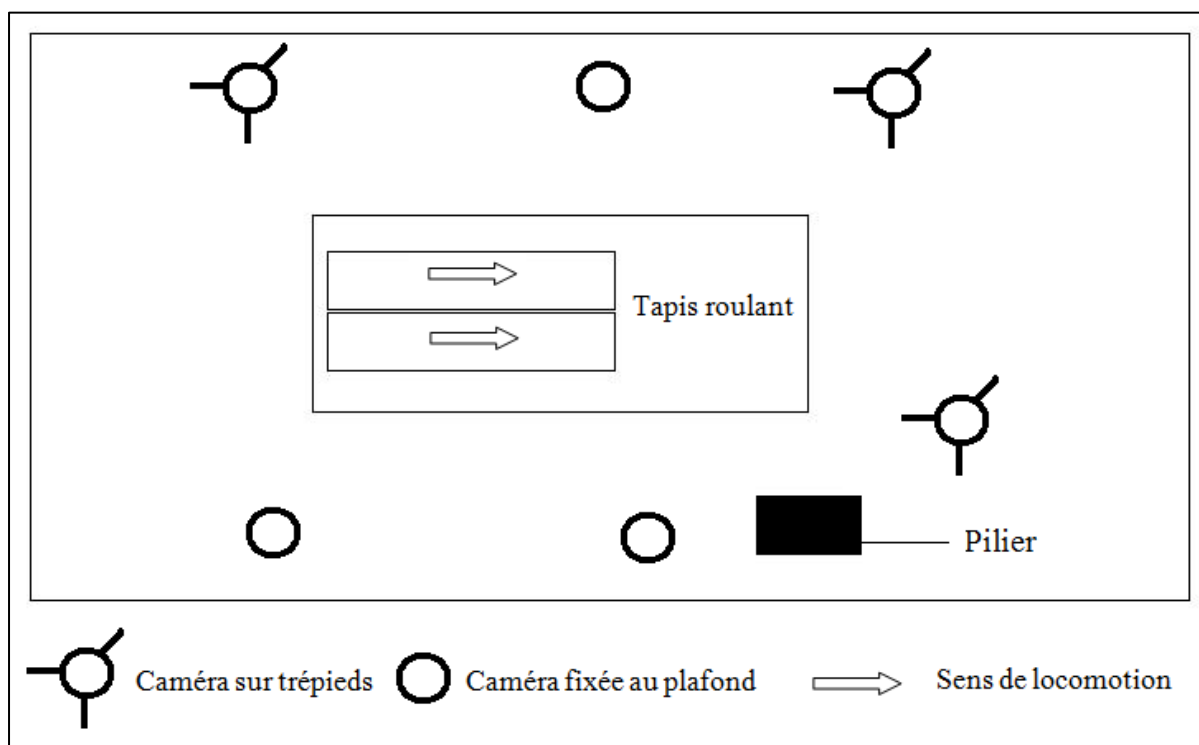
SUJET	CÔTÉ	NUMÉRO DES ESSAIS																	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
1	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>					
	ND	0	10	50	40	20	30	0	40	20	10	50	30	0	50	30	10	40	20
2	D	V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>						V <sub>ref2</sub>					
	ND	0	50	30	20	40	10	0	10	20	40	30	50	0	20	50	40	30	10
3	D	V <sub>conf</sub>						V <sub>ref1</sub>						V <sub>ref2</sub>					
	ND	0	10	30	40	50	20	0	20	40	50	10	30	0	30	10	40	20	50
4	D	V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>						V <sub>ref2</sub>					
	ND	0	10	40	20	30	50	0	50	20	10	40	30	0	10	30	40	20	50
5	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>					
	ND	0	10	50	40	30	20	0	10	50	40	30	20	0	40	20	10	30	50
6	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>					
	ND	0	40	50	10	20	30	0	40	50	10	20	30	0	40	30	20	50	10
7	D	V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>						V <sub>ref2</sub>					
	ND	0	10	40	30	20	50	0	10	40	30	20	50	0	50	10	40	20	30
8	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>conf</sub>						V <sub>ref1</sub>					
	ND	0	40	50	30	20	10	0	40	50	30	20	10	0	20	40	50	30	10
9	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>					
	ND	0	20	30	50	10	40	0	20	30	50	10	40	0	30	10	20	40	50
10	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>					
	ND	0	40	20	50	10	30	0	40	20	50	10	30	0	40	10	50	30	20
11	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>					
	ND	0	40	50	30	10	20	0	40	50	30	10	20	0	30	40	20	10	50
12	D	V <sub>conf</sub>						V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>					
	ND	0	30	10	20	40	50	0	30	10	20	40	50	0	50	40	10	20	30
13	D	V <sub>ref1</sub>						V <sub>ref2</sub>						V <sub>conf</sub>					
	ND	0	40	30	20	10	50	0	40	30	20	10	50	0	10	20	50	40	30
14	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>conf</sub>						V <sub>ref1</sub>					
	ND	0	20	50	30	10	40	0	20	50	30	10	40	0	20	10	40	50	30
15	D	V <sub>conf</sub>						V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>					
	ND	0	10	20	30	50	40	0	10	20	30	50	40	0	10	20	50	30	40
16	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>ref1</sub>						V <sub>conf</sub>					
	ND	0	40	50	30	10	20	0	40	50	30	10	20	0	50	40	20	30	10
17	D	V <sub>ref2</sub>						V <sub>conf</sub>						V <sub>ref1</sub>					
	ND	0	40	30	50	20	10	0	40	30	50	20	10	0	30	50	20	40	10

Dans la colonne *CÔTÉ* : *D* désigne le côté dominant et *ND* le côté non dominant. Les chiffres 0, 10, 20, 30, 40, 50 désignent les taux d'asymétrie en pourcentage (%).

### 3.3 La collecte et l'analyse des données

#### 3.3.1 Collecte et traitement des données

Le tapis roulant à deux courroies utilisé pour faire marcher les sujets est un tapis roulant ADAL® 3D-COP Medical Developpement (Grenoble, France) possédant sous chaque courroie deux (2) plateformes Kistler® (Winterthur, Suisse) fonctionnant avec quatre (4) capteurs de force. Les captures de mouvements ont été effectuées à l'aide de six (6) caméras VICON® du système VICON-460, positionnées sur les côtés gauche et droit du tapis roulant, à une fréquence de 120Hz.



**Figure 3.3 Positionnement des caméras VICON autour du tapis roulant.**

Les paramètres de reconstructions ont été les suivants :

- Volume :  $X = [-700, 1200]$  ;  $Y = [-900, 800]$  ;  $Z = [-100, 2000]$
- Facteur maximal de bruit : 7

- Limite d'intersection : 6 mm
- Facteur de résidu : 2
- Rayon de prédiction : 12 mm

Les trajectoires des marqueurs VICON ont été filtrées à l'aide du filtre Butterworth avec une fréquence de coupure de 6Hz. Les plateformes de force Kistler ont collecté les forces de réaction au sol à une fréquence de 120hz puis ont été traitées avec un filtre Butterworth à une fréquence de coupure de 6Hz. Les forces de réaction au sol ont ensuite été normalisées par rapport au poids corporel du sujet. Le découpage des cycles de marche s'est fait avec un seuil de 2% du poids corporel.

Les variables spatiales analysées ont été la longueur de pas, la longueur de foulée, et la largeur de pas. Les variables temporelles ont été la durée de cycle, la durée d'oscillation, la durée d'appui, la durée de double appui. Les forces de réactions au sol ont été analysées durant le cycle de marche. Cependant six (6) variables ont été extraites (Gourdou et al., 2009) : le pic de force verticale au chargement ( $F_{z1}$ ), l'autre pic de force verticale avant le décollement du pied ( $F_{z2}$ ), le pic postérieur ( $F_{y1}$ ), le pic antérieur ( $F_{y2}$ ), le pic latéral ( $F_{x1}$ ), le pic médial ( $F_{x2}$ ) (Voir Figure 1.4).

Les activités EMG des muscles ont été collectées avec un appareillage de marque DELSYS® Myomonitor III (Boston, Maryland, États-Unis). Les signaux EMG ont été acquis à une fréquence de 2000Hz avec un Gain de 1 000. Les données électromyographiques ont ensuite été traitées avec une méthode d'augmentation de contraste basée sur une technique décisionnelle utilisant la probabilité à priori et à posteriori pour détecter les périodes d'activation. Ces deux probabilités sont calculées sur des spectres de Transformée de Fourier à courte durée. Le début et la fin d'activation ainsi que la durée d'activation de chaque muscle ont été analysés.

Les dix cycles de marche les plus répétables selon la méthode de Kadaba (Kadaba et al., 1989) sur les forces verticales pour chacune des jambes durant chaque essai de chaque sujet ont été conservés pour analyse de toutes les variables.

### **3.3.2 Liste des variables d'étude et méthode de calcul**

Nous observons donc trois domaines d'études dans lesquels les variables ont été regroupées. Cependant certaines variables sont étudiées de chaque côté, dominant et non dominant. Ci-après suit la liste des variables d'études regroupées par leur domaine d'appartenance.

#### **Domaine spatio-temporel**

La durée du cycle de marche : est l'intervalle de temps mis pour que deux contacts successifs au sol par le même talon soient réalisés. Le contact talon est détecté lorsqu'il n'y a pas initialement de force mesurée sur la plateforme de force, puis lorsqu'il y a une présence de force verticale qui franchit 2% du poids corporel.

La durée de la phase d'appui : désigne la durée pendant laquelle le pied est en contact avec le sol. Elle débute au contact du talon au sol et se termine lorsque les orteils quittent le sol. Autrement dit, c'est la durée pendant laquelle une force verticale supérieure à 2% du poids corporel est mesurée.

La durée de la phase d'oscillation (ou phase d'envol) : désigne la durée pendant laquelle le pied est dans les airs. La phase d'oscillation démarre lorsque les orteils décollent du sol et elle se termine lorsque le talon touche le sol. C'est-à-dire que c'est la durée pendant laquelle les forces verticales sont inférieures à 2% du poids corporel.

La durée de la phase de double appui : désigne la durée pendant laquelle les deux pieds sont en contact avec le sol. C'est la durée pendant laquelle les forces verticales mesurées sous chacune des jambes sont toutes les deux supérieures à 2% du poids corporel.

Les durées de phase d'appui, de double appui, et d'oscillation sont ensuite normalisées en pourcentage de cycle de marche par rapport à la durée de cycle de marche qui représente 100%.

La largeur de pas : est définie comme étant la distance perpendiculaire au sens de locomotion entre deux contacts talons au sol consécutifs. Ici nous avons pris les distances des marqueurs de chaque talon, projetées sur l'axe médio-latéral, perpendiculaire à l'axe antéro-postérieur de la locomotion.

Comme les courroies du tapis roulant sont mobiles, les longueurs de foulées, et de pas, ne peuvent pas être calculées de la même façon qu'au sol, car la position du contact talon se déplace avec les courroies du tapis, c'est pourquoi une nouvelle méthode a été utilisée pour que l'on puisse calculer ces longueurs de façon à ce qu'elles correspondent aux définitions établies pour la marche sur corridor.

Tout d'abord il faut savoir que la longueur de pas est définie comme étant la distance entre deux contacts talon consécutifs projetée sur l'axe antéro-postérieur (un contact talon gauche suivi d'un contact talon droit ou vice versa). La longueur de foulée est la distance entre deux contacts talon au sol consécutifs pour un même pied projetée sur l'axe antéro-postérieur. Cela correspond aussi à la longueur de deux pas consécutifs.

Pour développer la méthode de calcul nous avons utilisé comme principe que :

- 1) le début du pas droit (contact talon gauche) marque aussi l'événement d'un début de foulée gauche,
- 2) la fin du pas droit (contact talon droit) correspond au début du pas gauche,



3) la fin du pas gauche (contact talon gauche) correspond à la fin de la foulée gauche.

Cela nous permet de dire que la longueur de foulée gauche égale la longueur du pas droit plus la longueur du pas gauche. Maintenant, si l'on se positionne dans le contexte de notre expérimentation et que nous considérons qu'une courroie défile plus rapidement du côté de la jambe dominante que du côté de la jambe non dominante, nous pouvons dire que la longueur de foulée dominante est égale à la longueur du pas non dominant plus la longueur de pas dominant.

Pour calculer la longueur de pas non dominant, nous procédons de la façon suivante :

- 1) Nous détectons le moment où la force verticale mesurée sous la jambe dominante devient supérieure à 2% du poids corporel du sujet, c'est-à-dire lorsqu'il y a contact du talon au sol (Voir Figure 3.4 1)). La coordonnée antéro-postérieure du marqueur du talon dominant est sauvegardée ( $Y_{talonD-t1}$ ).
- 2) Ensuite la coordonnée antéro-postérieure du marqueur du talon dominant est mesurée au moment où le pied est à plat sur la courroie ( $Y_{talonD-t2}$ ) (Voir Figure 3.4 2)). Et la coordonnée antéro-postérieure du marqueur du 2ème métatarse dominant est mesurée ( $Y_{met2D-t2}$ ).
- 3) Lorsque le contact talon non dominant génère une force verticale franchissant le seuil des 2% du poids corporel sa coordonnée antéro-postérieure est mesurée ( $Y_{talonND-t3}$ ) ainsi que celle du 2ème métatarse du pied dominant ( $Y_{met2D-t3}$ ) (Voir Figure 3.4 4)).

Ainsi la longueur de pas non dominant ( $L_{p-ND}$ ) est égale à :

$$L_{p-ND} = (Y_{talonD-t2} - Y_{talonD-t1}) + (Y_{met2D-t3} - Y_{met2D-t2}) + (Y_{talonND-t3} - Y_{talonD-t1}) \quad (4.2)$$

En procédant de même pour la longueur de pas dominant ( $L_{p-D}$ ), nous obtenons :

$$L_{p-D} = (Y_{talonND-t2} - Y_{talonND-t1}) + (Y_{met2ND-t3} - Y_{met2ND-t2}) + (Y_{talonD-t3} - Y_{talonND-t1}) \quad (4.3)$$

Comme la longueur de foulée est égale à la somme de deux longueurs de pas consécutifs, nous pouvons donc écrire que la longueur de foulée dominante ( $L_{f-D}$ ) et non dominante ( $L_{f-ND}$ ) sont égales à :

$$L_{f-D} = L_{p-ND} + L_{p-D} \quad (4.4)$$

$$L_{f-ND} = L_{p-D} + L_{p-ND} \quad (4.5)$$

De plus on obtient :

$$L_{f-D} = L_{f-ND} \quad (4.6)$$

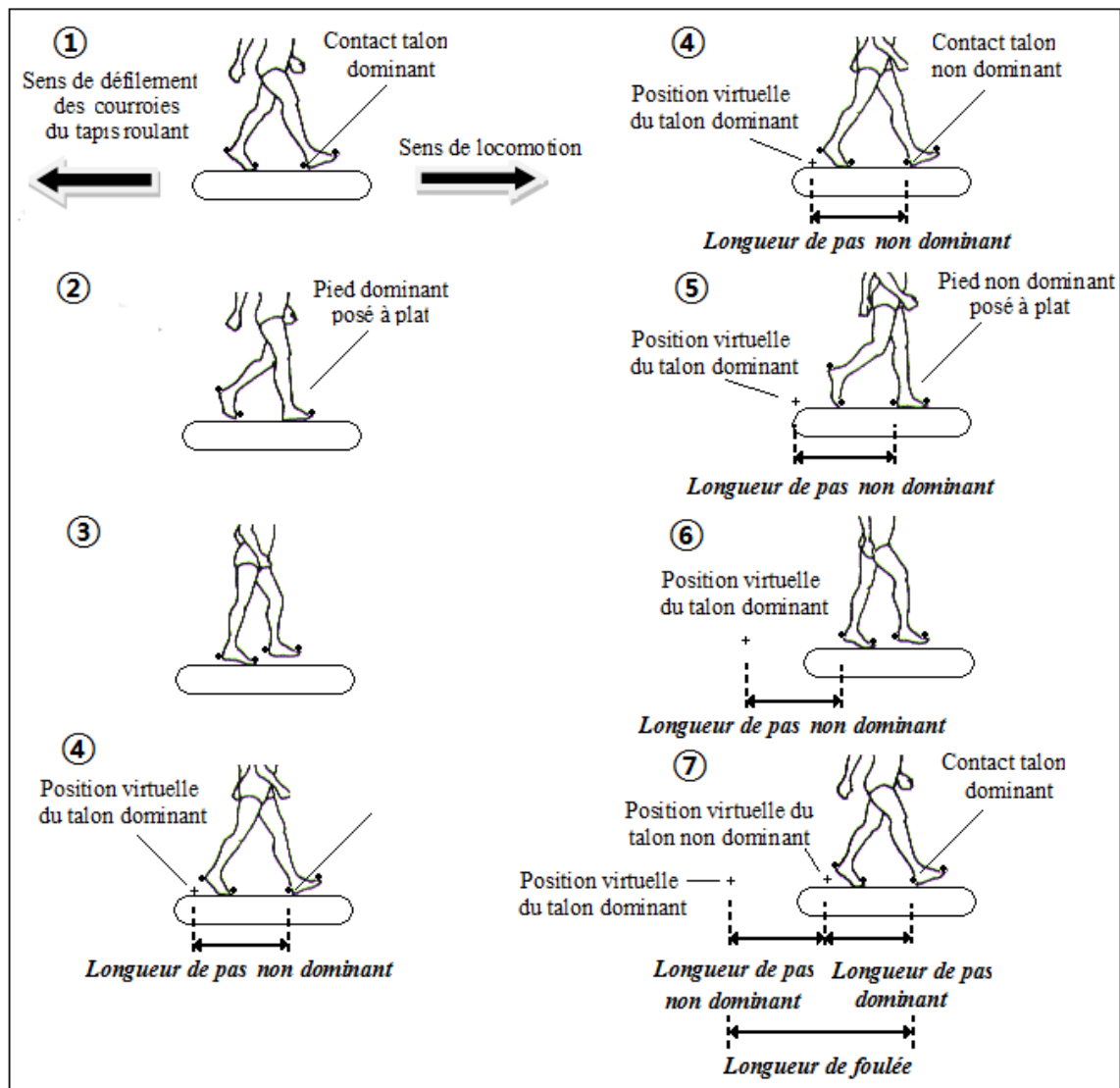


Figure 3.4 Méthode de calcul des longueurs de pas et de foulées sur le tapis roulant.

### Domaine de forces de réaction au sol

La force verticale représente la composante verticale, normale au plan transverse, dirigée vers le haut de la force résultante lorsque le sujet est en contact avec le sol. L'amplitude du pic se réalisant au chargement ( $F_{z1}$ ) et celle du pic se produisant avant la phase d'envol ( $F_{z2}$ ) ont été choisies comme variables ainsi que le moment où les pics se produisent ( $T_{z1}$ ,  $T_{z2}$ ).

La force médio-latérale représente la composante horizontale, normale au plan sagittal de la force résultante lorsque le sujet est en contact avec le sol. Le terme médial est employé si la force est dirigée du contact au sol vers le plan sagittal. Le terme latéral est employé si la force est dirigée du contact au sol vers l'opposé du plan sagittal. L'amplitude du pic latéral se réalisant au chargement ( $F_{x1}$ ) et celle du pic médial se produisant après la phase de chargement ( $F_{x2}$ ) ont été choisies comme variables ainsi que le moment où les pics se produisent ( $T_{x1}$ ,  $T_{x2}$ ).

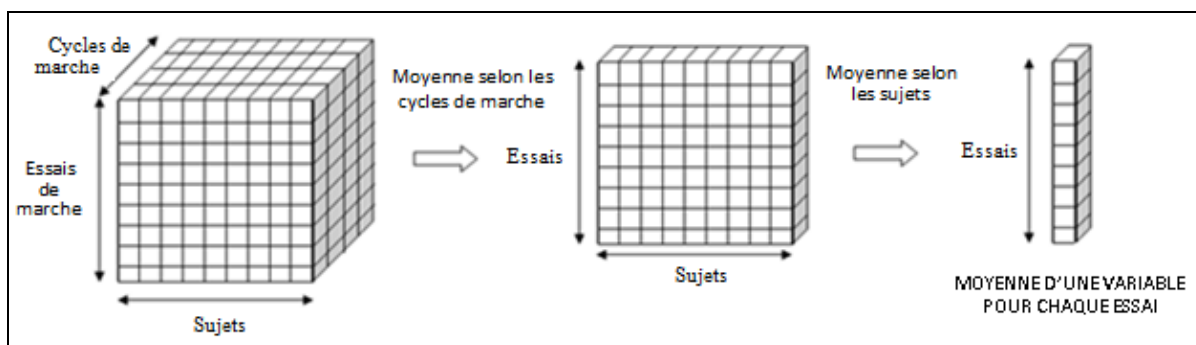
La force antéropostérieure représente la composante horizontale, normale au plan frontal, de la force résultante lorsque le sujet est en contact avec le sol. Le terme antérieur est employé si la force est dirigée dans le sens du déplacement. Le terme postérieur est employé si la force est dirigée dans le sens opposé au déplacement. L'amplitude du pic postérieur se réalisant au chargement ( $F_{y1}$ ) et celle du pic antérieur se produisant avant la phase d'envol ( $F_{y2}$ ) ont été choisies comme variables ainsi que le moment où les pics se produisent ( $T_{y1}$ ,  $T_{y2}$ ). Les occurrences des pics de forces sont exprimées en pourcentage de cycle de marche, et les amplitudes des pics de forces sont exprimées en pourcentage de poids corporel.

### **Domaine électromyographique**

Durant le cycle de marche le muscle n'est pas toujours actif. Lorsqu'il s'active, le terme début d'activation est employé. Lorsqu'il cesse de fonctionner, le terme fin d'activation est utilisé. La durée d'activation est l'écart entre le début et la fin d'activation. Ces variables sont exprimées en pourcentage de cycle de marche et ont été calculées pour chaque muscle. Il y a donc trois (3) variables pour chacun des quatre muscles : le gastrocnémien, le droit antérieur, le tibialis antérieur, le semi-tendineux.

### 3.3.3 Moyennes et statistiques

Pour chaque variable étudiée, nous avons procédé de la façon suivante afin d'obtenir les moyennes. Tout d'abord nous avons pris pour chaque sujet à chaque essai les dix cycles de marche les plus répétables. Nous avons moyenné les valeurs de ces dix cycles. Nous avons donc obtenu la moyenne de chaque sujet à chaque essai. Puis pour un essai donné, la moyenne des sujets a été réalisée afin d'obtenir la moyenne par essai (Voir Figure 3.5). Pour les variables spatiotemporelles et de forces de réaction au sol, les moyennes ont été effectuées avec un échantillon de dix-sept sujets ; alors que pour celles d'activité EMG, à cause d'un bris de matériel, les moyennes ont été calculées avec un échantillon de quinze sujets.



**Figure 3.5 Illustration des calculs de moyennes des variables étudiées.**

Pour chaque variable à chaque vitesse de référence afin d'observer s'il y avait une dépendance significative au taux d'asymétrie imposé, des tests statistiques ANOVA ont été effectués à l'aide d'un logiciel de calcul Matlab. Il a été fixé comme étant un changement très significatif pour  $p < 0,001$ , significatif pour  $p < 0,01$ , et modérément significatif pour  $p < 0,05$ . Ces changements sont repérés dans les tableaux des valeurs de la partie Chapitre 5 RÉSULTATS par les symboles \*\*\* pour très significatif, \*\* pour significatif, et \* pour modérément significatif.

### 3.3.4 Prédiction du comportement des variables spatiotemporelles

Afin de déterminer si le comportement des variables spatiotemporelles pouvait être prédit, nous avons procédé à des « leave one out » pour chacune de ces variables. C'est-à-dire que nous avons exclu un sujet de l'ensemble du groupe d'étude, et ensuite avons calculé les moyennes des variables du nouveau groupe pour chaque essai. Puis nous avons comparé les valeurs obtenues pour chaque essai du sujet exclu à celles obtenues par le nouveau groupe.

### 3.4 Correction préalable des vitesses des bandes du tapis roulant ADAL

Avant toutes collectes de données le tapis roulant ADAL a dû être calibré pour être sûr que l'on imposait la même vitesse sous chacune des bandes car nous nous sommes aperçus que lorsque l'on imposait une vitesse égale à chacune des bandes à l'aide de la console, il y avait en réalité un léger décalage.

Une application déjà développée sous Matlab par l'attaché de recherche du LIO a permis de fixer indépendamment le voltage d'alimentation des moteurs sous chaque bande pilotée par l'ordinateur. Nous avons procédé à des essais afin de déterminer la loi « tension--»vitesse » du tapis. Pour ce faire nous avons imposé différentes tensions (1V, 2V, 3V, 4V, 5V) sous chaque bande et nous avons fait passer un marqueur VICON collé sur une gomme le long du tapis roulant fonctionnant à vide. Nous avons fait quatre (4) passages de marqueur par voltage et par bande. Pour chaque essai, nous avons récupéré les coordonnées du marqueur en fonction du temps ( $x(t)$  en mm) et nous avons tracé une courbe afin d'obtenir la pente qui représentait la vitesse réelle mesurée  $v(t)$  en mm/s (voir Tableau 3.4). Après calcul nous avons obtenu les lois de Tension--» Vitesse ainsi que les lois Vitesse--» Tension des deux bandes (voir Tableau 3.5).

Tableau 3.4 Vitesse des courroies gauche et droite pour un voltage donné

Voltage imposé en V	VITESSE MESUREE mm/s		Écart en %
	Courroie gauche	Courroie droite	
1	261,32	260,94	0,15
2	554,24	549,33	0,89
3	839,12	841,32	-0,26
4	1131,42	1103,4	2,48
5	1394,12	1379,4	1,06

*Écart* désigne l'écart de la vitesse de la courroie gauche par rapport à celle de droite.

Tableau 3.5 Lois des Tension--»Vitesse et Vitesse--»Tension pour chaque courroie

	Tension U--» Vitesse v	Vitesse v --» Tension U
<b>Courroie gauche</b>	$v(U) = 288,87 \cdot (U - 25,358)$	$U(v) = v/288,87 + 25,358/288,87$
<b>Courroie droite</b>	$v(U) = 288,93 \cdot (U - 27,123)$	$U(v) = v/288,93 + 27,123/288,93$

Pour vérifier les lois Tension--» Vitesse calculées, deux bandes de ruban adhésif ont été collées et alignées sur les courroies du tapis roulant. Les tensions respectives pour une vitesse donnée ont été arrondies au millième car le programme développé sous Matlab ne va qu'au 0,001V près. Puis elles ont été rentrées dans l'ordinateur. Et nous avons procédé à la mesure des vitesses réelles comme il a été fait précédemment.

La plage de vitesse qui nous intéresse pour l'expérimentation est comprise entre 0,375m/s et 2m/s. La vitesse de 0,375m/s correspond à la vitesse minimale imposée qui sera du côté non dominant à l'essai où la vitesse de référence égale  $V_{refl}$  et le taux d'asymétrie égale de 50%. La vitesse de 2m/s correspond à une vitesse supérieure à la vitesse de marche confortable  $V_{conf}$  théorique que l'on pourrait rencontrer lors de l'expérimentation durant l'essai où la vitesse de référence égale  $V_{conf}$  et le taux d'asymétrie égale de 0%. En effet cette vitesse peut varier entre 1,3m/s et 1,6m/s suivant les sujets du groupe d'étude (Voir Tableau 3.1).

Pour cette plage de vitesse nous constatons que l'erreur entre les vitesses des courroies pour des vitesses supérieures à 0,3m/s n'excédait plus 0,3% (Voir Tableau 3.6) et l'erreur entre la

vitesse désirée et les vitesses réelles mesurées ne dépasse plus 1%. Les lois vitesse--» tension calculées pour chacune des courroies ont donc été validées. Ce qui a permis par la suite de les utiliser pour fixer les vitesses désirées lors des expérimentations.



Tableau 3.6 Récapitulatif des vitesses réelles mesurées sur chaque courroie, pour une plage de vitesses désirées, ainsi que les erreurs mesurées entre les vitesses voulues et obtenues puis entre les vitesses réelles des courroies entre elles

Vitesse désirée (m/s)	Voltage idéal a imposer (V)		Voltage réel imposé (V)		Vitesse réelle mesuré mm/s		Écart en % entre la vitesse désirée et la vitesse réelle		Écart en % entre les vitesses réelles des courroies
	Courroie gauche	Courroie droite	Courroie gauche	Courroie droite	Courroie gauche	Courroie droite	Courroie gauche	Courroie droite	
0	0,105	0,105	0,105	0,105	4,973	3,215			54,709
0,3	1,13108	1,13677	1,131	1,137	301,377	301,324	0,457	0,439	0,018
0,6	2,17956	2,18559	2,180	2,186	604,250	604,360	0,703	0,721	-0,018
0,9	3,22803	3,24	3,228	3,240	907,123	909,010	0,785	0,991	-0,208
1,2	4,2765	4,29063	4,277	4,291	1209,996	1212,569	0,826	1,037	-0,212
1,4	4,97549	4,9895	4,975	4,990	1411,911	1414,493	0,844	1,025	-0,183

*Écart en % entre les vitesses réelles des courroies* est l'écart de la vitesse réelle de la courroie gauche par rapport à celle de droite.

## CHAPITRE 4

### RÉSULTATS

L'ensemble des résultats montre des modifications au niveau des paramètres étudiés en fonction du taux d'asymétrie imposé. Cela est vrai pour les trois domaines d'étude, à savoir les paramètres spatiotemporels, les forces de réaction au sol, et l'activité électromyographique. Les modifications de ces paramètres évoluent différemment pour chacun des côtés étudiés (dominant et non dominant). L'ensemble des données présentent dans les tableaux ou sur les figures ci-après représentent la moyenne des données du groupe ( $n=17$  pour le spatiotemporels et les forces de réaction au sol ;  $n=15$  pour l'EMG). Pour la prédictabilité, il s'agit de la distribution cumulative du groupe ( $n=17$ ), sauf pour les figures d'illustration d'un sujet comparable au groupe ( $n=16$ ).

#### 4.1 Le spatio-temporel

##### 4.1.1 Marche symétrique

En fonctionnement symétrique, lorsque la vitesse de marche augmente la fréquence des cycles de marche, qui est l'inverse de la durée de cycle, augmentent (Voir Tableau 4.1). Ainsi nous observons sur la Figure 4.1 que la durée de cycle ( $D_c$ ) diminue fortement passant de 1,41s pour  $V_{ref1}$  à 1,22s ( $\Delta=-13,5\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis à 1,05s ( $\Delta=-25,5\%$ ) pour  $V_{conf}$ . Les durées d'oscillation ( $D_{osc}$ ), d'appui ( $D_{ap}$ ) et de double appui ( $D_{dap}$ ) s'en trouvent elles aussi modifiées.

En pourcentage de cycle de marche ( $\%_{CDM}$ ),  $D_{osc}$  augmente à mesure que la vitesse de marche augmente passant de 31,7 $\%_{CDM}$  pour  $V_{ref1}$ , à 32,9 $\%_{CDM}$  ( $\Delta=3,7\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis à 34,7 $\%_{CDM}$  ( $\Delta=9,3\%$ ) pour  $V_{conf}$ ; alors que  $D_{ap}$  et  $D_{dap}$  diminue à mesure que la vitesse augmente.  $D_{ap}$  est cependant moins sensible au changement de vitesse comparativement à  $D_{osc}$  et  $D_{dap}$ . Elle passe de 68,3 $\%_{CDM}$  à  $V_{ref1}$ , à 67,1 $\%_{CDM}$  ( $\Delta=-1,7\%$ ) à  $V_{ref2}$ , puis à 65,3 $\%_{CDM}$  ( $\Delta=-4,3\%$ ) pour  $V_{conf}$ .  $D_{dap}$  est plus fortement modifié en terme de variation par le

changement de vitesse, passant de 18,2%<sub>CDM</sub> pour  $v_{ref1}$ , à 16,8%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=-7,8\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis à 15,1%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=-16,8\%$ ) pour  $V_{conf}$ .

De tous les paramètres de distance, c'est-à-dire largeur de pas ( $l_p$ ), longueur de pas ( $L_p$ ), longueur de foulée ( $L_f$ ), la largeur de pas est le paramètre le moins sensible aux variations de vitesse.  $l_p$  diminue à mesure que la vitesse augmente (Voir Tableau 4.2). Elle passe de 138,9mm pour  $V_{ref1}$ , à 135,6mm ( $\Delta=-2,2\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis à 130,9mm ( $\Delta=-5,7\%$ ) pour  $V_{conf}$ . Par contre  $L_p$  et  $L_f$  sont beaucoup plus sensibles aux changements de vitesses et augmentent fortement et de la même amplitude, ceci est dû à notre définition de la longueur de foulée qui est la somme des longueurs de pas dominant et non dominant.  $L_f = L_{p-d} + L_{p-nd}$ .  $L_p$  varie de 537,4mm pour  $V_{ref1}$ , à 615,8mm ( $\Delta=14,9\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis à 740,3mm ( $\Delta=37,4\%$ ) pour  $V_{conf}$  et  $L_f$  varie de 1046,7mm pour  $v_{ref1}$ , à 1203,1mm ( $\Delta=15,2\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis à 1459,9mm ( $\Delta=39,5\%$ ) pour  $V_{conf}$ .

Tableau 4.1 Valeurs temporelles en fonctionnement symétrique

CÔTÉ	Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	Fréquence de cycle (Hz)	Durée de cycle (s)	Durée d'appui			Durée de double appui			Durée d'oscillation		
					s	% <sub>CDM</sub>	Δ %	s	% <sub>CDM</sub>	Δ %	s	% <sub>CDM</sub>	Δ %
<b>D</b>	V <sub>ref1</sub>	0%	0,71	1,41	0,96	68,28		0,26	18,17		0,45	31,72	
	V <sub>ref2</sub>	0%	0,82	1,22	0,82	67,10	-1,72	0,20	16,77	-7,76	0,40	32,90	3,71
	V <sub>conf</sub>	0%	0,95	1,05	0,69	65,33	-4,31	0,16	15,12	-16,79	0,37	34,67	9,28
<b>ND</b>	V <sub>ref1</sub>	0%	0,71	1,41	0,96	68,05		0,26	18,17		0,45	31,95	
	V <sub>ref2</sub>	0%	0,82	1,22	0,81	66,31	-2,56	0,20	16,64	-8,38	0,41	33,69	5,45
	V <sub>conf</sub>	0%	0,95	1,05	0,68	65,17	-4,23	0,16	15,07	-17,03	0,37	34,83	9,01

*D* : Côté dominant ; *ND* : Côté non dominant. Les durées en *s* sont en seconde et en %<sub>CDM</sub> représentent les durées en pourcentage de cycle de marche. Δ % représente la variation des valeurs par rapport à la vitesse de référence V<sub>ref1</sub>.

Tableau 4.2 Valeurs spatiales en fonctionnement symétrique

Vitesse de référence	Taux asymétrie	Largeur de pas			Longueur de foulée			CÔTÉ DOMINANT			CÔTÉ NON DOMINANT		
		mm			mm			Longueur de pas			Longueur de pas		
		mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %
V <sub>ref1</sub>	0%	139	0,18		1047	1,32		537	0,68		509	0,64	
V <sub>ref2</sub>	0%	136	0,17	-2,17	1203	1,52	15,17	616	0,78	14,88	587	0,74	15,46
V <sub>conf</sub>	0%	131	0,17	-5,65	1460	1,84	39,46	740	0,93	37,74	720	0,91	41,27

*normée* représente la longueur divisée par la longueur de la jambe pris comme étant la longueur à partir de la tête fémorale jusqu'au talon. Δ % représente la variation des valeurs par rapport à la vitesse de référence V<sub>ref1</sub>.

#### 4.1.2 Marche asymétrique

En fonctionnement asymétrique, pour une vitesse de référence donnée, plus le taux d'asymétrie augmente plus la durée de cycle augmente. De la condition symétrique ( $T_{\text{asym-00\%}}$ ) à la condition d'asymétrie maximum ( $T_{\text{asym-50\%}}$ ) la durée de cycle augmente respectivement de 10,6%, 16,4%, 12,4% pour  $V_{\text{ref1}}$ ,  $V_{\text{ref2}}$  et  $V_{\text{conf}}$  de façon extrêmement significative pour chacune de ces vitesses de références ( $p < 0,001$  pour  $V_{\text{ref1}}$ ,  $V_{\text{ref2}}$ , et  $V_{\text{conf}}$ ) (Voir Tableau 4.3 et Tableau 4.4, et Figure 4.1).

Les cycles de marche se modifient de façons différentes pour la jambe dominante et la jambe non dominante. Plus l'asymétrie augmente, plus  $D_{\text{osc-d}}$  et  $D_{\text{ap-nd}}$  croissent, et plus  $D_{\text{osc-nd}}$  et  $D_{\text{ap-d}}$  diminuent (Voir Figure 4.2).

Pour la jambe dominante, de  $T_{\text{asym-00\%}}$  à  $T_{\text{asym-50\%}}$  (Voir Tableau 4.3) :

- $D_{\text{osc-d}}$  varie de 31,7%<sub>CDM</sub> à 34,6%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=9,0\%$ ,  $p < 0,005$ ) pour  $V_{\text{ref1}}$ , de 32,9%<sub>CDM</sub> à 37,2%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=14,8\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{ref2}}$ , puis de 34,7%<sub>CDM</sub> à 40,1%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=15,9\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{conf}}$ .
- $D_{\text{ap-d}}$  varie de 68,3%<sub>CDM</sub> à 65,4%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=-4,2\%$ ,  $p < 0,005$ ) pour  $V_{\text{ref1}}$ , de 67,1%<sub>CDM</sub> à 62,2%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=-7,3\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{ref2}}$ , puis de 65,3%<sub>CDM</sub> à 59,9%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=-8,2\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{conf}}$ .

Pour la jambe non dominante, de  $T_{\text{asym-00\%}}$  à  $T_{\text{asym-50\%}}$  (Voir Tableau 4.4) :

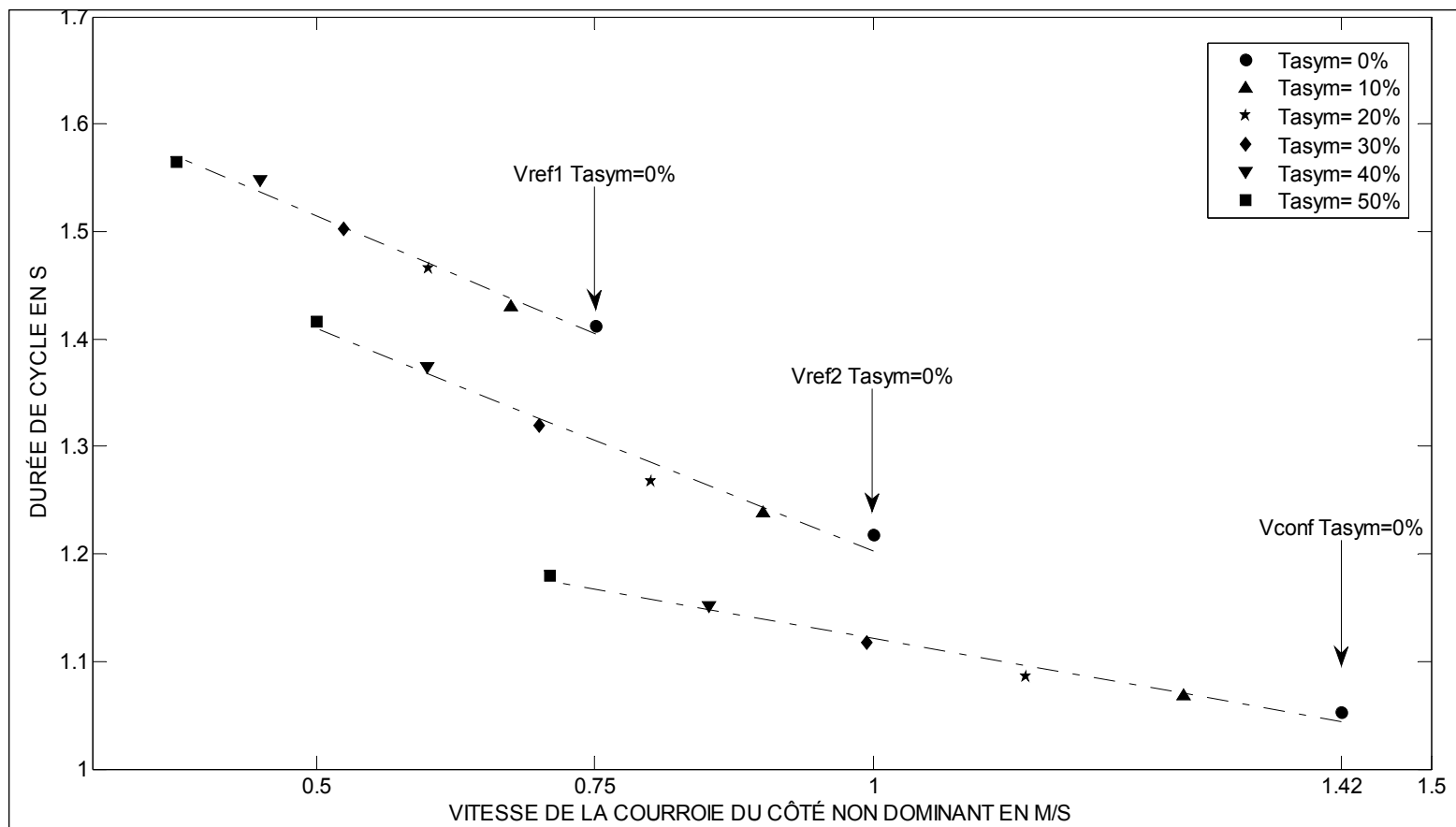
- $D_{\text{osc-nd}}$  varie de 32,0%<sub>CDM</sub> à 27,8%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=-13,4\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{ref1}}$ , de 33,7%<sub>CDM</sub> à 28,6%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=-15,2\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{ref2}}$ , puis de 34,8%<sub>CDM</sub> à 28,7%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=-18,4\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{conf}}$ .
- $D_{\text{ap-nd}}$  varie de 68,1%<sub>CDM</sub> à 72,2%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=6,3\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{ref1}}$ , de 66,3%<sub>CDM</sub> à 71,4%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=7,7\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{ref2}}$ , puis de 65,2%<sub>CDM</sub> à 71,3%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=9,9\%$ ,  $p < 0,001$ ) pour  $V_{\text{conf}}$ .

Les temps de double appui dominant- non dominant ( $D_{\text{dap-nd}}$ ) et non dominant- dominant ( $D_{\text{dap-d}}$ ) sont eux, beaucoup plus sensibles à la vitesse de référence qu'au taux d'asymétrie (Voir Figure 4.3).  $D_{\text{dap-d}}$  augmente légèrement mais ne le fait pas régulièrement à mesure que  $T_{\text{asym}}$  grandit (Voir Tableau 4.3). Cette variation est faible en %<sub>CDM</sub> n'excédant pas 1,4%<sub>CDM</sub> variant de 18,2%<sub>CDM</sub> à 19,6%<sub>CDM</sub> ( $\Delta=8,0\%$ ,  $p < 0,005$ ) pour  $V_{\text{ref1}}$ , de 16,8%<sub>CDM</sub> à 17,5%<sub>CDM</sub>

( $\Delta=4,7\%$ ,  $p=0,0713$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis de  $15,1\%_{CDM}$  à  $16,1\%_{CDM}$  ( $\Delta=6,2\%$ ,  $p>0,0637$ ) pour  $V_{conf}$ . À l'exception de  $V_{ref1}$  ( $p<0,005$ ), ces résultats ne sont pas significatifs.  $D_{dap-nd}$  reste sensiblement constant à mesure que  $T_{asym}$  augmente (Voir Tableau 4.4), variant de  $18,2\%_{CDM}$  à  $18,1\%_{CDM}$  ( $\Delta=0,1\%$ ,  $p=0,9839$ ) pour  $V_{ref1}$ , de  $16,6\%_{CDM}$  à  $16,3\%_{CDM}$  ( $\Delta=-2,1\%$ ,  $p=0,7624$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis restant à  $15,1\%_{CDM}$  ( $\Delta=0\%$ ,  $p=0,9224$ ) pour  $V_{conf}$  lorsque  $T_{asym}$  passe de  $00\%$  à  $50\%$ . Mais ces changements ne sont pas significatifs.

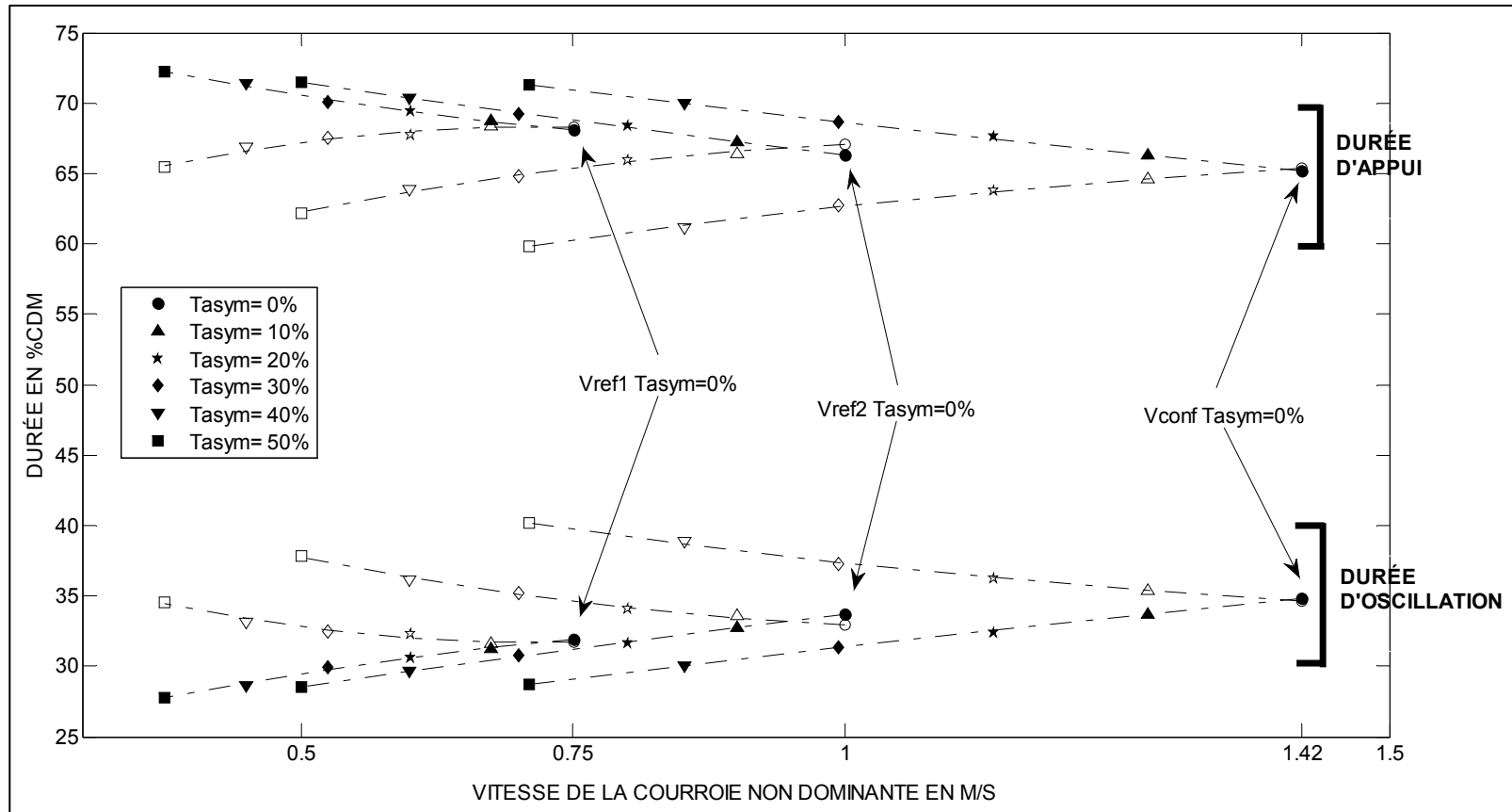
Même si  $D_{dap-d}$  semble légèrement augmenter et  $D_{dap-nd}$  rester constant, la différence entre les deux temps de double appui semble augmenter mais ce, très légèrement (Voir Tableau 4.7) puis semble se stabiliser vers les forts taux d'asymétrie ( $T_{asym-40\%}$  et  $T_{asym-50\%}$ ) (Voir Figure 4.3). Ainsi, pour respectivement  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ ,  $V_{conf}$ , de  $T_{asym-00\%}$  à  $T_{asym-50\%}$  la différence entre les doubles supports varie de  $0,01\%$  à  $1,48\%$ ,  $0,12\%$  à  $1,22\%$ ,  $0,05\%$  à  $0,97\%$ .

Pour ce qui est du comportement des variables spatiales, on observe une diminution linéaire de longueur de foulée à mesure que le taux d'asymétrie augmente (Voir Figure 4.4 B). Ces variations sont très significatives pour chaque vitesse de référence ( $p<0,001$ ) que cela soit pour les longueurs en mm ou les longueurs normées par rapport à la hauteur de jambe (Voir Tableau 4.8). Elles passent respectivement pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  de  $T_{asym-00\%}$  à  $T_{asym-50\%}$  de  $1047\text{mm}$ ,  $1203\text{mm}$ ,  $1460\text{mm}$  à  $886\text{mm}$  ( $\Delta=-15,33\%$ ),  $1052\text{mm}$  ( $\Delta=-12,58\%$ ), et  $1233\text{mm}$  ( $\Delta=-15,54\%$ ) pour les longueurs en mm ; Pour les longueurs normées elles varient de  $1,32$  à  $1,12$  ( $\Delta=-15,15\%$ ) pour  $V_{ref1}$ ,  $1,52$  à  $1,33$  ( $\Delta=-12,5\%$ ) pour  $V_{ref2}$ ,  $1,84$  à  $1,56$  ( $\Delta=-15,22\%$ ) pour  $V_{conf}$ .



**Figure 4.1 Durée de cycle de marche pour tous les essais de marche.**

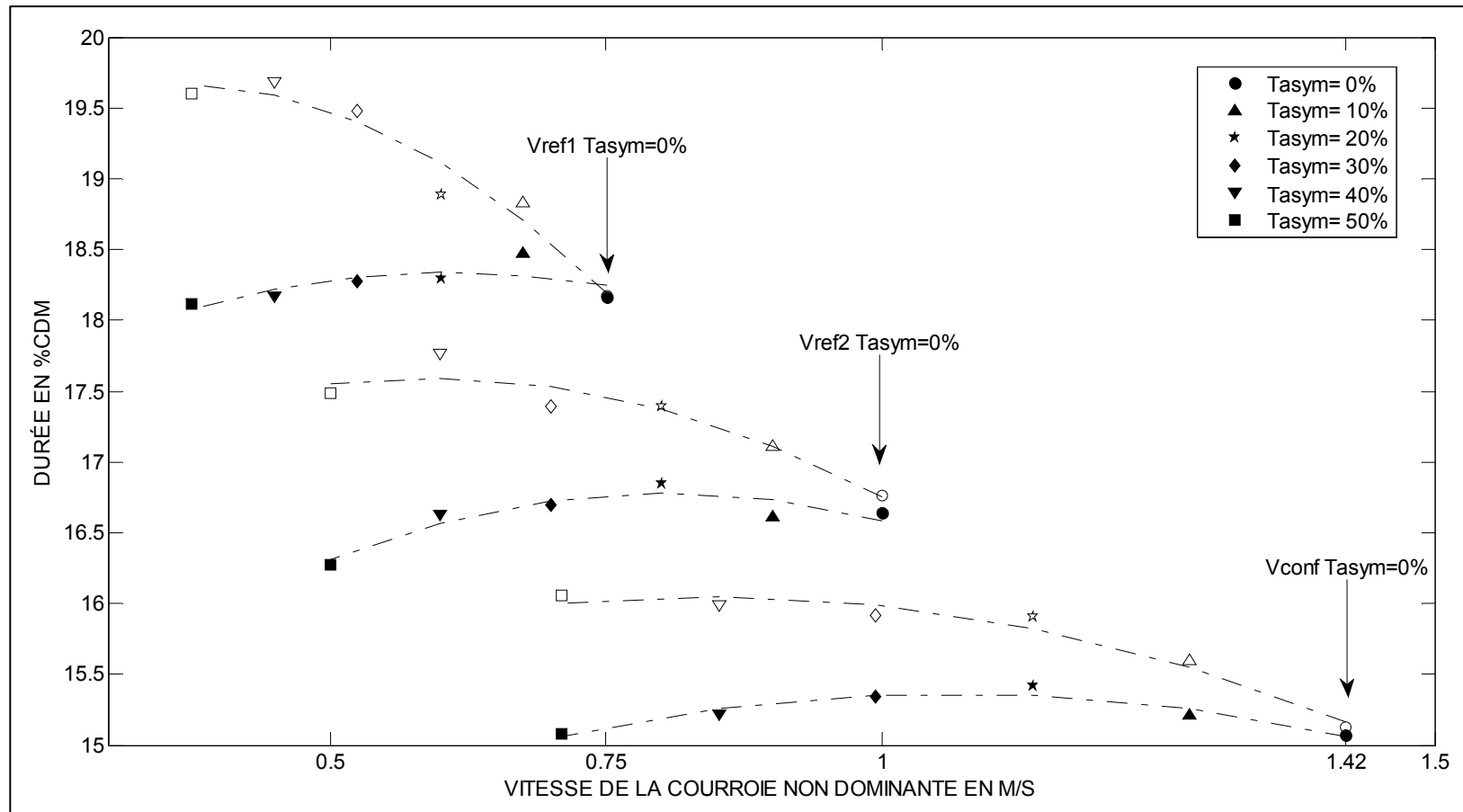
L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais.



**Figure 4.2 Durée des phases d'appui et d'oscillation pour tous les essais de marche.**

L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais. Les symboles vides représentent le côté dominant et les symboles pleins le côté non dominant.





**Figure 4.3 Durée de double support pour tous les essais de marche.**

L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais. Les symboles vides représentent le côté dominant et les symboles pleins le côté non dominant.

Tableau 4.3 Valeurs des variables temporelles pour tous les essais de marche du côté dominant

Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	Fréquence de cycle (Hz)	Durée de cycle (s)	CÔTÉ DOMINANT								
				Durée d'appui			Durée de double appui			Durée d'oscillation		
				s	% <sub>CDM</sub>	Δ %	s	% <sub>CDM</sub>	Δ %	s	% <sub>CDM</sub>	Δ %
V <sub>ref1</sub>	0%	0,71	1,41 <sup>**</sup>	0,96	68,28 <sup>**</sup>		0,26	18,17 <sup>**</sup>		0,45	31,72 <sup>**</sup>	
	10%	0,70	1,43	0,98	68,41	0,18	0,27	18,83	3,74	0,45	31,59	-0,39
	20%	0,68	1,47	0,99	67,69	-0,88	0,28	18,88	4,04	0,47	32,31	1,90
	30%	0,67	1,50	1,01	67,49	-1,17	0,29	19,48	7,33	0,49	32,51	2,51
	40%	0,65	1,55	1,03	66,82	-2,15	0,30	19,68	8,45	0,51	33,18	4,62
	50%	0,64	1,56	1,02	65,43	-4,19	0,31	19,60	8,01	0,54	34,57	9,02
V <sub>ref2</sub>	0%	0,82	1,22 <sup>***</sup>	0,82	67,10 <sup>***</sup>		0,20	16,77		0,40	32,90 <sup>***</sup>	
	10%	0,81	1,24	0,82	66,38	-1,02	0,21	17,11	2,44	0,42	33,62	2,07
	20%	0,79	1,27	0,84	65,95	-1,66	0,22	17,40	4,17	0,43	34,05	3,38
	30%	0,76	1,32	0,85	64,77	-3,42	0,23	17,39	4,13	0,47	35,23	6,97
	40%	0,73	1,37	0,88	63,84	-4,80	0,24	17,77	6,41	0,50	36,16	9,78
	50%	0,71	1,42	0,88	62,18	-7,28	0,25	17,49	4,72	0,54	37,82	14,82
V <sub>conf</sub>	0%	0,95	1,05 <sup>***</sup>	0,69	65,33 <sup>***</sup>		0,16	15,12		0,37	34,67 <sup>***</sup>	
	10%	0,94	1,07	0,69	64,59	-1,20	0,17	15,59	3,13	0,38	35,41	2,26
	20%	0,92	1,09	0,69	63,77	-2,44	0,17	15,91	5,21	0,39	36,23	4,61
	30%	0,90	1,12	0,70	62,70	-4,09	0,18	15,91	5,24	0,42	37,30	7,72
	40%	0,87	1,15	0,70	61,13	-6,49	0,18	15,99	5,78	0,45	38,87	12,26
	50%	0,85	1,18	0,71	59,87	-8,42	0,19	16,05	6,17	0,47	40,13	15,89

Les durées en %<sub>CDM</sub> représentent les durées en pourcentage de cycle de marche. Δ % représente la variation des valeurs par rapport à la valeur obtenue pour l'essai où le taux d'asymétrie est 0% à la vitesse de référence correspondante.

Tableau 4.4 Valeurs des variables temporelles pour tous les essais de marche du côté non dominant

Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	Fréquence de cycle (Hz)	Durée de cycle (s)	CÔTÉ NON DOMINANT								
				Durée d'appui			Durée de double appui			Durée d'oscillation		
				s	% <sub>CDM</sub>	Δ %	s	% <sub>CDM</sub>	Δ %	s	% <sub>CDM</sub>	Δ %
V <sub>ref1</sub>	0%	0,71	1,41 <sup>**</sup>	0,96	68,05 <sup>***</sup>		0,26	18,17		0,45	31,95 <sup>***</sup>	
	10%	0,70	1,43	0,98	68,79	1,28	0,26	18,47	2,00	0,45	31,21	-2,70
	20%	0,68	1,47	1,02	69,38	2,15	0,27	18,29	1,01	0,45	30,62	-4,54
	30%	0,67	1,50	1,05	70,02	3,10	0,27	18,28	0,92	0,45	29,98	-6,56
	40%	0,65	1,55	1,10	71,39	5,11	0,28	18,17	0,36	0,44	28,61	-10,81
	50%	0,64	1,56	1,13	72,21	6,31	0,28	18,12	0,05	0,43	27,79	-13,36
V <sub>ref2</sub>	0%	0,82	1,22 <sup>***</sup>	0,81	66,31 <sup>***</sup>		0,20	16,64		0,41	33,69 <sup>***</sup>	
	10%	0,81	1,24	0,83	67,25	1,40	0,21	16,62	-0,02	0,41	32,75	-2,75
	20%	0,79	1,27	0,87	68,39	3,12	0,21	16,85	1,36	0,40	31,61	-6,14
	30%	0,76	1,32	0,92	69,21	4,36	0,22	16,70	0,47	0,41	30,79	-8,59
	40%	0,73	1,37	0,97	70,36	6,10	0,23	16,63	0,07	0,41	29,64	-12,01
	50%	0,70	1,42	1,01	71,44	7,72	0,23	16,27	-2,09	0,41	28,56	-15,21
V <sub>conf</sub>	0%	0,95	1,05 <sup>***</sup>	0,68	65,17 <sup>***</sup>		0,16	15,07		0,37	34,83 <sup>***</sup>	
	10%	0,94	1,07	0,71	66,32	2,22	0,16	15,21	1,00	0,36	33,68	-4,09
	20%	0,92	1,09	0,73	67,58	4,16	0,17	15,41	2,35	0,35	32,42	-7,69
	30%	0,89	1,12	0,77	68,61	5,75	0,17	15,35	1,90	0,35	31,39	-10,62
	40%	0,87	1,15	0,81	69,93	7,79	0,18	15,22	1,08	0,35	30,07	-14,38
	50%	0,85	1,18	0,84	71,32	9,93	0,18	15,08	0,14	0,34	28,68	-18,35

Les durées en %<sub>CDM</sub> représentent les durées en pourcentage de cycle de marche. Δ % représente la variation des valeurs par rapport à la valeur obtenue pour l'essai où le taux d'asymétrie est 0% à la vitesse de référence correspondante.

Tableau 4.5 Équations de régression pour les variables temporelles

Côté	Vitesse	VARIABLES TEMPORELLES			
		Durée de cycle (s)	Durée d'oscillation (% <sub>CDM</sub> )	Durée d'appui (% <sub>CDM</sub> )	Durée de double appui (% <sub>CDM</sub> )
<b>D</b>	<b>V<sub>ref1</sub></b>	$-0,43961 x + 1,7342$	$-0,073087 x + 0,36757$	$0,073087 x + 0,63243$	$-0,097803 x^2 + 0,070769 x + 0,18384$
	<b>V<sub>ref2</sub></b>	$-0,4142 x + 1,6162$	$-0,09544 x + 0,42123$	$0,095439 x + 0,57877$	$-0,049102 x^2 + 0,057662 x + 0,159$
	<b>V<sub>conf</sub></b>	$-0,18395 x + 1,305$	$-0,078039 x + 0,45414$	$0,078038 x + 0,54586$	$-0,026465 x^2 + 0,044581 x + 0,14173$
<b>ND</b>	<b>V<sub>ref1</sub></b>		$0,1114 x + 0,23761$	$-0,1114 x + 0,76239$	$-0,047527 x^2 + 0,057816 x + 0,1658$
	<b>V<sub>ref2</sub></b>		$0,10244 x + 0,2349$	$-0,10244 x + 0,7651$	$-0,050782 x^2 + 0,081739 x + 0,13492$
	<b>V<sub>conf</sub></b>		$0,085773 x + 0,22709$	$-0,085773 x + 0,77291$	$-0,023977 x^2 + 0,051029 x + 0,1265$

Dans les équations  $x$  désigne la vitesse de la courroie en m/s pour le côté non dominant.

Tableau 4.6 Équations de régression pour les variables spatiales

Valeur	Côté	Vitesse	VARIABLES SPATIALES		
			Longueur de foulée	Longueur de pas	Largeur de pas
<b>EN MM</b>	<b>D</b>	<b>V<sub>ref1</sub></b>	$408.6431 x + 739.7331$	$366.5645 x + 263.5357$	$-16.5675 x^2 + 24.9371 x + 129.6841$
		<b>V<sub>ref2</sub></b>	$289.491 x + 910.2286$	$286.3068 x + 329.3522$	$67.2396 x^2 + -85.787 x + 165.247$
		<b>V<sub>conf</sub></b>	$314.9513 x + 1011.8145$	$271.0666 x + 358.109$	$-54.1368 x^2 + 73.1454 x + 115.3107$
	<b>ND</b>	<b>V<sub>ref1</sub></b>		$42.0787 x + 476.1973$	
		<b>V<sub>ref2</sub></b>		$3.1842 x + 580.8764$	
		<b>V<sub>conf</sub></b>		$43.8847 x + 653.7055$	
<b>NORMÉE</b>	<b>D</b>	<b>V<sub>ref1</sub></b>	$-0.43961 x + 1.7342$	$-0.073087 x + 0.36757$	$-0.017286 x^2 + 0.023721 x + 0.16768$
		<b>V<sub>ref2</sub></b>	$-0.4142 x + 1.6162$	$-0.09544 x + 0.42123$	$0.083932 x^2 + -0.1076 x + 0.2085$
		<b>V<sub>conf</sub></b>	$-0.18395 x + 1.305$	$-0.078039 x + 0.45414$	$-0.065124 x^2 + 0.087971 x + 0.14706$
	<b>ND</b>	<b>V<sub>ref1</sub></b>		$0.1114 x + 0.23761$	
		<b>V<sub>ref2</sub></b>		$0.10244 x + 0.2349$	
		<b>V<sub>conf</sub></b>		$0.085773 x + 0.22709$	

Dans les équations  $x$  désigne la vitesse de la courroie en m/s pour le côté non dominant.

Tableau 4.7 Écart des valeurs de double appui

Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	DURÉE DOUBLE APPUI					
		CÔTÉ DOMINANT ①		CÔTÉ NON DOMINANT ②		①-②	
		s	% <sub>CDM</sub>	s	% <sub>CDM</sub>	s	%
$V_{ref1}$	0%	0,26	18,17	0,26	18,17	0,00	0,00
	10%	0,27	18,83	0,26	18,47	0,01	0,36
	20%	0,28	18,88	0,27	18,29	0,01	0,59
	30%	0,29	19,48	0,27	18,28	0,02	1,20
	40%	0,30	19,68	0,28	18,17	0,02	1,51
	50%	0,31	19,60	0,28	18,12	0,03	1,48
$V_{ref2}$	0%	0,20	16,77	0,20	16,64	0,00	0,13
	10%	0,21	17,11	0,21	16,62	0,00	0,49
	20%	0,22	17,40	0,21	16,85	0,01	0,55
	30%	0,23	17,39	0,22	16,70	0,01	0,69
	40%	0,24	17,77	0,23	16,63	0,01	1,14
	50%	0,25	17,49	0,23	16,27	0,02	1,22
$V_{conf}$	0%	0,16	15,12	0,16	15,07	0,00	0,05
	10%	0,17	15,59	0,16	15,21	0,01	0,38
	20%	0,17	15,91	0,17	15,41	0,00	0,50
	30%	0,18	15,91	0,17	15,35	0,01	0,56
	40%	0,18	15,99	0,18	15,22	0,00	0,77
	50%	0,19	16,05	0,18	15,08	0,01	0,97

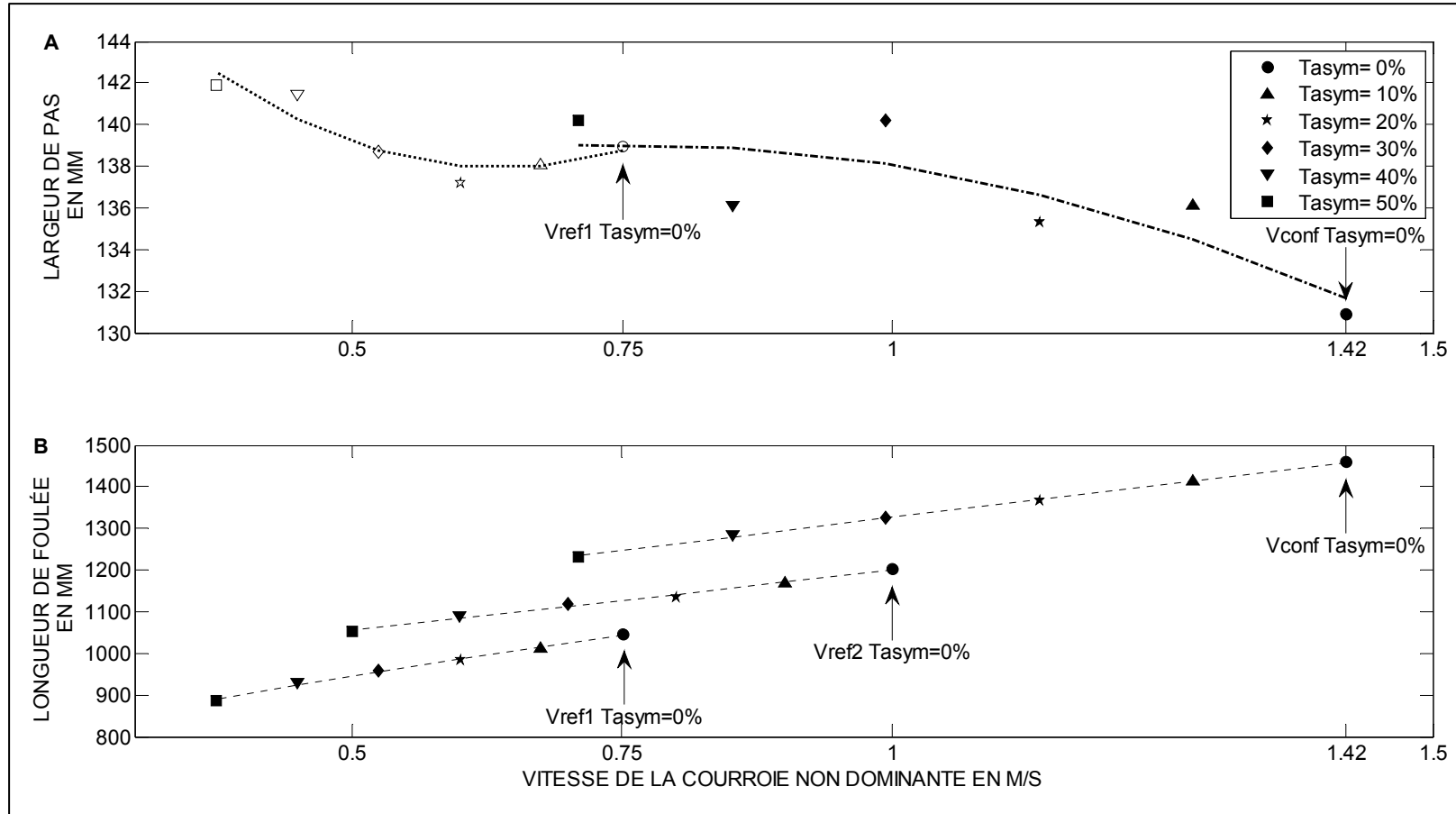
Les longueurs de pas ont le même comportement des deux côtés ; à savoir qu'elles diminuent linéairement à mesure que le  $T_{asym}$  augmente (Voir Tableau 4.6 et Figure 4.6). Mais la variation est très faible du côté non dominant alors qu'elle est plus fortement prononcée du côté dominant. De plus les variations sont très significatives du côté dominant ( $p < 0,001$ , pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ ,  $V_{conf}$ ), alors que du côté non dominant elles ne sont pas significatives. Ceci est vrai, que l'on raisonne aussi bien en longueur en mm qu'en longueur normée.

Ainsi la longueur de pas dominante ( $L_{p-d}$ ) varie respectivement pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  de  $T_{asym-00\%}$  à  $T_{asym-50\%}$  de 537mm, 616mm, 740mm à 398mm ( $\Delta = -26,02\%$ ), 469mm ( $\Delta = -$

23,77%), et 545mm ( $\Delta=-26,31\%$ ) pour les longueurs en mm ; Pour les longueurs normées elles varient de 0,68 à 0,50 ( $\Delta=-26,47\%$ ) pour  $V_{ref1}$ , 0,78 à 0,59 ( $\Delta=-24,36\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , 0,93 à 0,69 ( $\Delta=-25,81\%$ ) pour  $V_{conf}$ . Du côté non dominant les longueurs des pas ( $L_{p-nd}$ ) varient de 509mm à 483mm ( $\Delta=-4,04\%$ ) pour  $V_{ref1}$ , 587mm à 582mm ( $\Delta=-0,85\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , 720mm à 687mm ( $\Delta=-4,47\%$ ) pour  $V_{conf}$  pour les longueurs en mm ; Et de 0,64 à 0,62 ( $\Delta=-4,03\%$ ) pour  $V_{ref1}$ , 0,74 à 0,74 ( $\Delta=-0,85\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , 0,91 à 0,87 ( $\Delta=-4,45\%$ ) pour  $V_{conf}$  pour les longueurs normées.

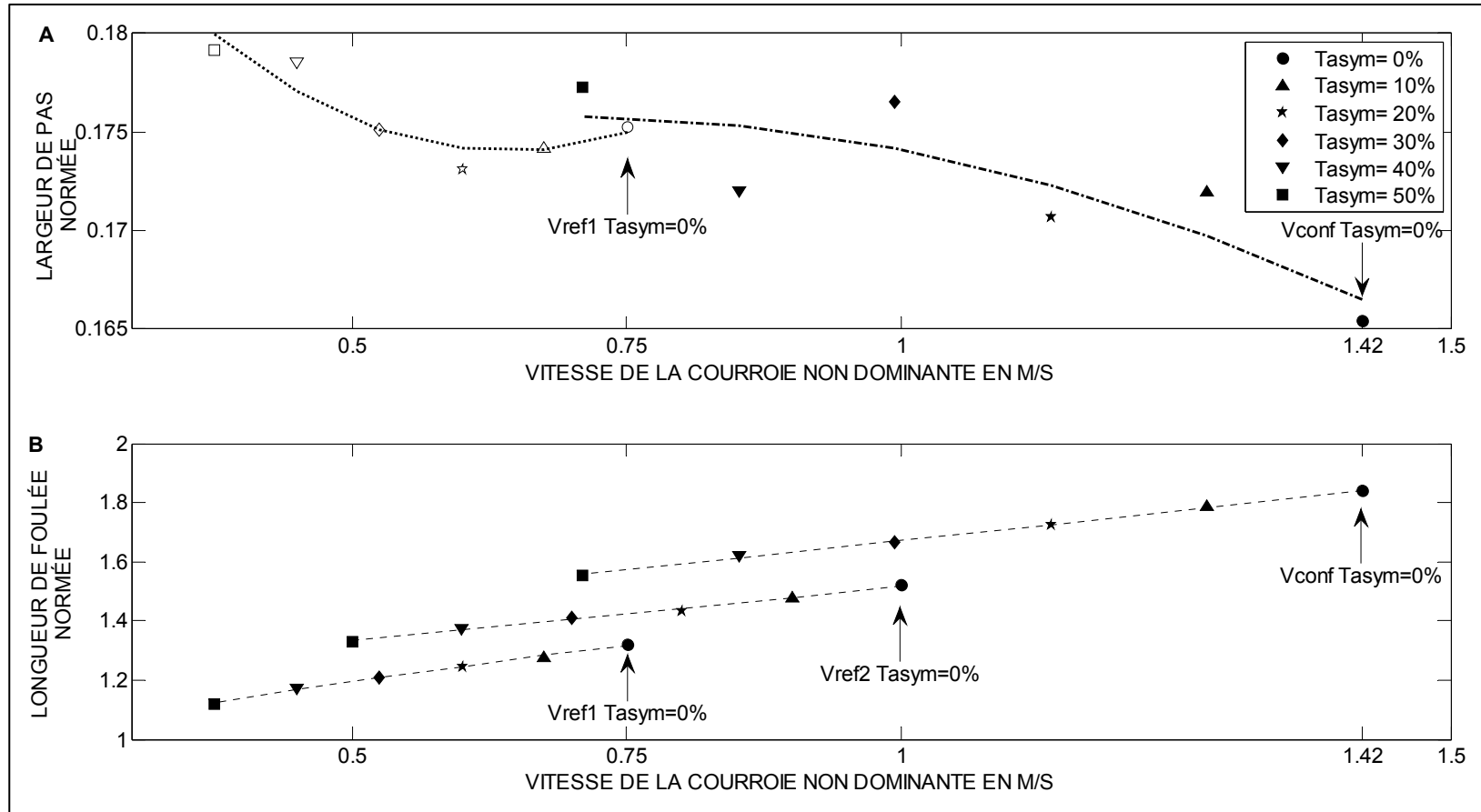
Pour ce qui est de la largeur de pas ( $l_p$ ), aucune tendance ne ressort distinctement contrairement aux autres variables spatiales (Voir Tableau 4.8 et Figure 4.4 A). En effet aucune tendance linéaire ou quadratique n'apparaît. Si l'on regarde les valeurs au taux d'asymétrie de 10%, 20%, 30%, et 40%, on s'aperçoit qu'il y a parfois des augmentations de largeur de pas et parfois des diminutions.

Cependant, il semblerait d'une façon générale que si l'on regardait seulement  $T_{asym-00\%}$  et  $T_{asym-50\%}$  on pourrait dire que la largeur de pas aurait tendance à augmenter très légèrement avec le taux d'asymétrie. Elles varient de 139mm à 142mm ( $\Delta=2,14\%$ ) pour  $V_{ref1}$ , 136mm à 137mm ( $\Delta=1,17\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , 131mm à 140mm ( $\Delta=7,17\%$ ) pour  $V_{conf}$  pour les longueurs en mm ; Ce qui représente, en normée, les variations suivantes : de 0,18 à 0,18 pour  $V_{ref1}$ , de 0,17 à 0,17 pour  $V_{ref2}$ , de 0,17 à 0,18 ( $\Delta=5,88\%$ ) pour  $V_{conf}$ .



**Figure 4.4 Largeur de pas et longueur de foulée en mm pour tous les essais de marche.**

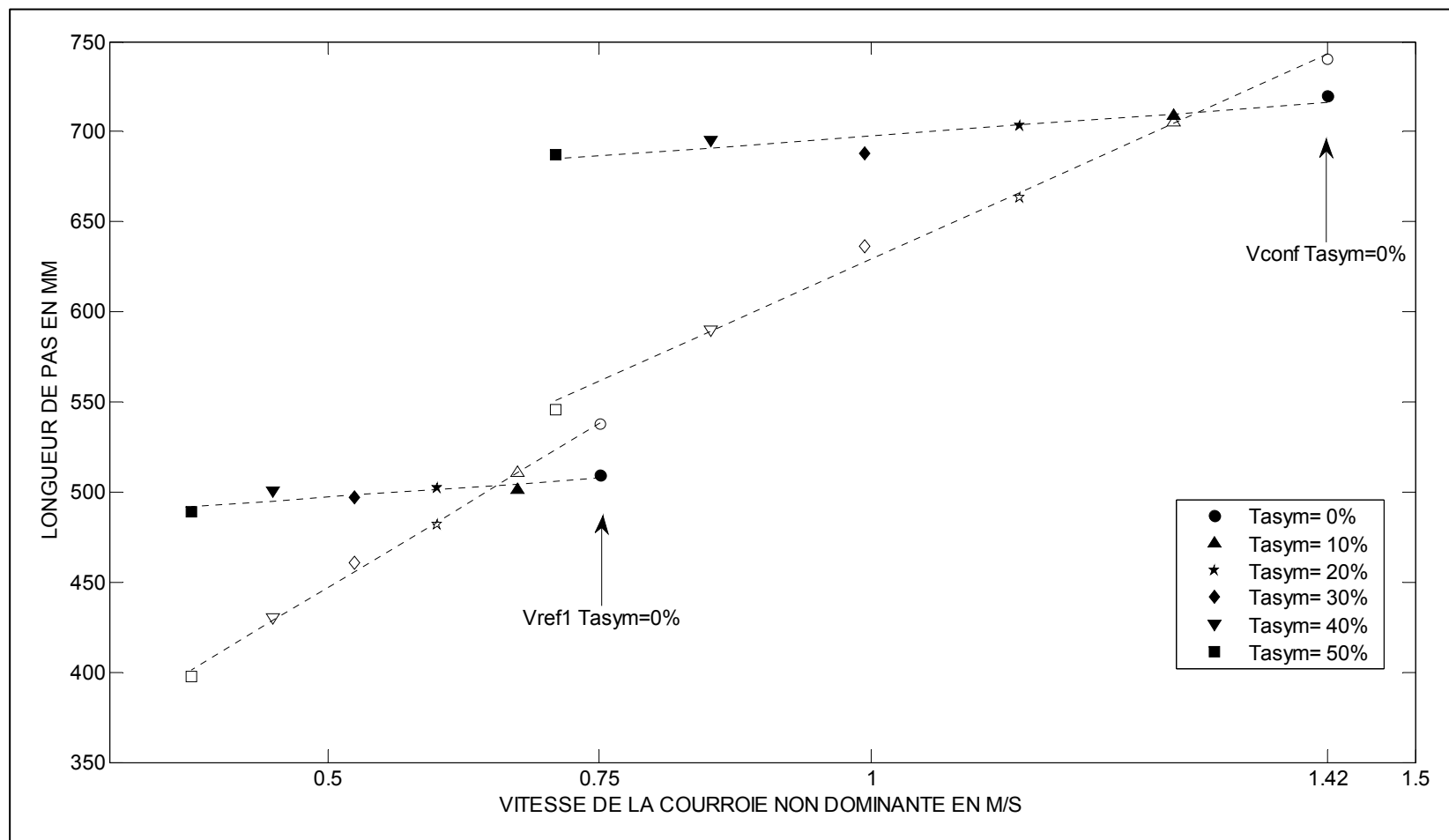
L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais. Pour le graphique **A** les symboles vides représentent la largeur de pas pour les essais à  $V_{ref1}$ , les symboles pleins représentent la largeur de pas pour les essais à  $V_{conf}$ . Pour le graphique **B**, il s'agit des longueurs de foulées calculées selon la méthode du LIO.



**Figure 4.5 Largeur de pas normée et longueur de foulée normée pour tous les essais de marche.**

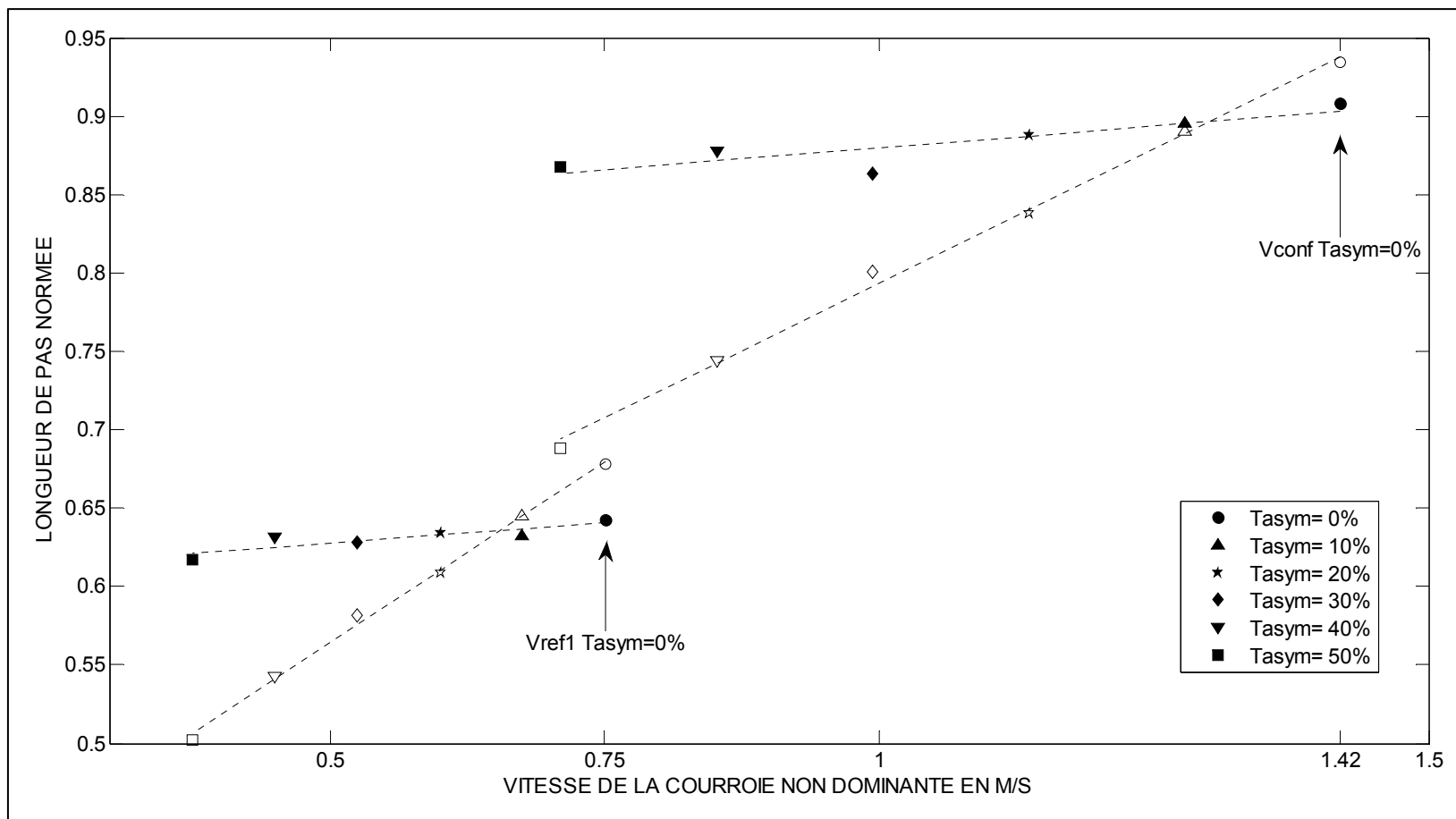
L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais. Pour le graphique **A** les symboles vides représentent la largeur de pas pour les essais à  $V_{ref1}$ , les symboles pleins représentent la largeur de pas pour les essais à  $V_{conf}$ . Pour le graphique **B**, il s'agit des longueurs de foulées calculées selon la méthode du LIO. Les valeurs ont été normées par rapport à la longueur de la jambe mesurée entre la tête fémorale et le talon.





**Figure 4.6 Longueur de pas en mm pour tous les essais de marche selon la méthode du LIO.**

L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais. Les symboles vides représentent le côté dominant et les symboles pleins le côté non dominant.



**Figure 4.7 Longueur de pas normée pour tous les essais de marche selon la méthode du LIO.**

L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais. Les symboles vides représentent le côté dominant et les symboles pleins le côté non dominant. Les valeurs ont été normées par rapport à la longueur de la jambe mesurée entre la tête fémorale et le talon.

Tableau 4.8 Valeurs spatiales pour tous les essais de marche

								CÔTÉ DOMINANT			CÔTÉ NON DOMINANT		
Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	Largeur de pas			Longueur de foulée			Longueur de pas			Longueur de pas		
		mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %
V <sub>ref1</sub>	0%	139	0,18		1047***	1,32***		537***	0,68***		509	0,64	
	10%	138	0,17	-0,63	1012	1,28	-3,32	511	0,64	-4,98	501	0,63	-1,57
	20%	137	0,17	-1,27	984	1,24	-5,99	482	0,61	-10,34	502	0,63	-1,40
	30%	139	0,18	-0,16	958	1,21	-8,46	461	0,58	-14,24	497	0,63	-2,35
	40%	141	0,18	1,82	930	1,17	-11,11	430	0,54	-19,99	500	0,63	-1,74
	50%	142	0,18	2,14	886	1,12	-15,33	398	0,50	-26,02	489	0,62	-4,04
V <sub>ref2</sub>	0%	136	0,17		1203***	1,52***		616***	0,78***		587	0,74	
	10%	137	0,17	0,79	1169	1,48	-2,82	588	0,74	-4,60	582	0,73	-0,96
	20%	135	0,17	-0,46	1134	1,43	-5,78	554	0,70	-10,08	580	0,73	-1,27
	30%	144	0,18	6,46	1118	1,41	-7,09	534	0,67	-13,34	584	0,74	-0,54
	40%	140	0,18	3,47	1089	1,38	-9,49	504	0,64	-18,13	585	0,74	-0,42
	50%	137	0,17	1,17	1052	1,33	-12,58	469	0,59	-23,77	582	0,74	-0,85
V <sub>conf</sub>	0%	131	0,17		1460***	1,84***		740***	0,93***		720	0,91	
	10%	136	0,17	4,02	1414	1,79	-3,12	705	0,89	-4,74	709	0,90	-1,44
	20%	135	0,17	3,36	1367	1,73	-6,38	664	0,84	-10,36	703	0,89	-2,28
	30%	140	0,18	7,13	1325	1,66	-9,26	637	0,80	-13,99	688	0,86	-4,39
	40%	136	0,17	3,98	1285	1,62	-11,99	590	0,74	-20,34	695	0,88	-3,40
	50%	140	0,18	7,13	1233	1,56	-15,54	545	0,69	-26,31	687	0,87	-4,47

Les valeurs normées représentent les longueurs divisées par la longueur de la jambe prise comme étant la longueur à partir de la tête fémorale jusqu'au talon.  $\Delta$  % représente la variation des valeurs par rapport à celle obtenue pour la même vitesse de référence au taux d'asymétrie 0%.

## 4.2 Comparaison des valeurs suivant les méthodes de calculs

### 4.2.1 Comparaison de la méthode du LIO vs la méthode de Reisman.

Dans son article Stolze (Stolze et al., 1997) compare les variables spatiotemporelles de la marche suivant les deux modes de locomotion que sont la marche sur le sol et la marche sur un tapis roulant respectivement chez l'enfant et chez l'adulte.

Cependant il est très dur de confronter directement les longueurs normées entre elles car en aucun moment dans l'article de Stolze (Stolze et al., 1997) il a été défini comment elles ont été calculées. Mais puisque les longueurs sont universelles, il est donc plus judicieux, dans ce cas précis, de prendre les valeurs en cm et de les comparer entre elles.

Ainsi, pour une vitesse de 1,5m/s, Stolze (Stolze et al., 1997) obtient une longueur de foulée de 155,7cm (Voir Tableau 4.9). Alors que pour une vitesse de 1,42m/s, avec la méthode du LIO nous calculons une longueur de foulée de 146,0cm, et avec la méthode de Reisman où nous prenons la « *longueur de foulée modifiée* » définie comme étant *la distance parcourue dans l'axe de déplacement du marqueur de la malléole entre le moment du contact talon au sol et le décollement du pied*, nous obtenons 68,6cm. Pour la longueur de pas normée par rapport à longueur de la jambe Stolze trouve 0,8. Avec la méthode du LIO nous calculons une longueur de pas normée de 0,92 ; alors qu'avec la méthode de Reisman où nous prenons la « *longueur de pas modifiée* » définie comme étant *la distance dans l'axe de la locomotion entre les deux marqueurs des malléoles au moment du contact talon au sol d'un pied*, nous obtenons 0,84.

La longueur de pas normée de Reisman semble donc être plus proche de la valeur obtenue par Stolze que celle obtenue par la méthode du LIO. Cependant, si l'on s'attarde sur la définition de pas modifié de Reisman, on s'aperçoit qu'il ne mesure pas le pas comme il est définit dans la littérature pour la marche sur sol. Ceci sera expliqué plus en détails dans la partie discussion.

Par contre, si l'on regarde les longueurs de foulées, on s'aperçoit que la méthode du LIO permet de trouver des valeurs très proches de celles de Stolze, alors que la méthode de Reisman permet de trouver des valeurs inférieures à la moitié de celles obtenues par Stolze et par le LIO.

Tableau 4.9 Comparaison des valeurs spatiales suivant différentes méthodes

	Méthode de STOLZE		Méthode du LIO	Méthode de Reisman
	Sol	Tapis roulant	Tapis roulant	Tapis roulant
Vitesse de marche (m/s)	1,5	1,5	1,42	1,42
Longueur de foulée (cm)	162,6	155,7	146,7	68,6
Longueur de pas normée	0,9	0,8	0,93	0,84
Nombre de sujet	12	12	17	17

#### 4.2.2 Méthode du LIO vs méthode de Reisman pour tous les essais.

##### Marche symétrique

En fonctionnement symétrique on observe que la méthode LIO moins la méthode Reisman donne une différence pour la longueur de pas (Voir Tableau 4.10 et Figure 4.8). L'écart augmente à mesure que la vitesse de référence augmente, variant de 40,7mm pour  $V_{ref1}$ , à 86,2mm pour  $V_{ref2}$ , puis à 71,84mm pour  $V_{conf}$ . L'écart de longueur de foulée augmente aussi fortement passant de 515,6mm pour  $V_{ref1}$ , à 653,3mm pour  $V_{ref2}$ , puis à 774,3mm pour  $V_{conf}$ .

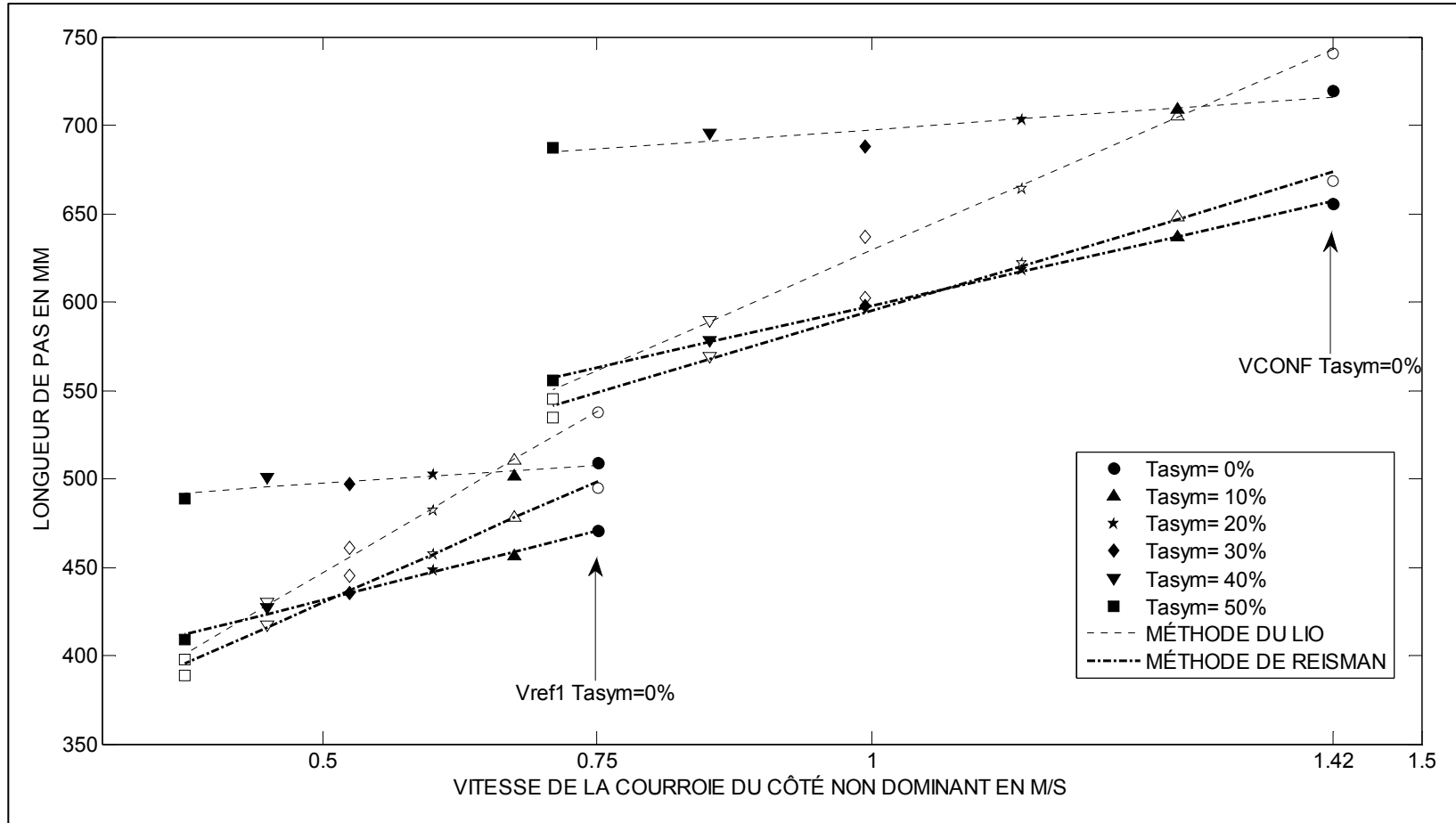
##### Marche asymétrique

En fonctionnement asymétrique la différence entre les deux méthodes ne nous permet pas d'obtenir des constantes, mais un comportement dynamique différent.

Ainsi pour la longueur de pas du côté dominant,  $L_{p-d}$ , on constate une diminution de l'écart des valeurs obtenues par les deux méthodes à mesure que  $T_{asym}$  augmente passant de 40,7mm

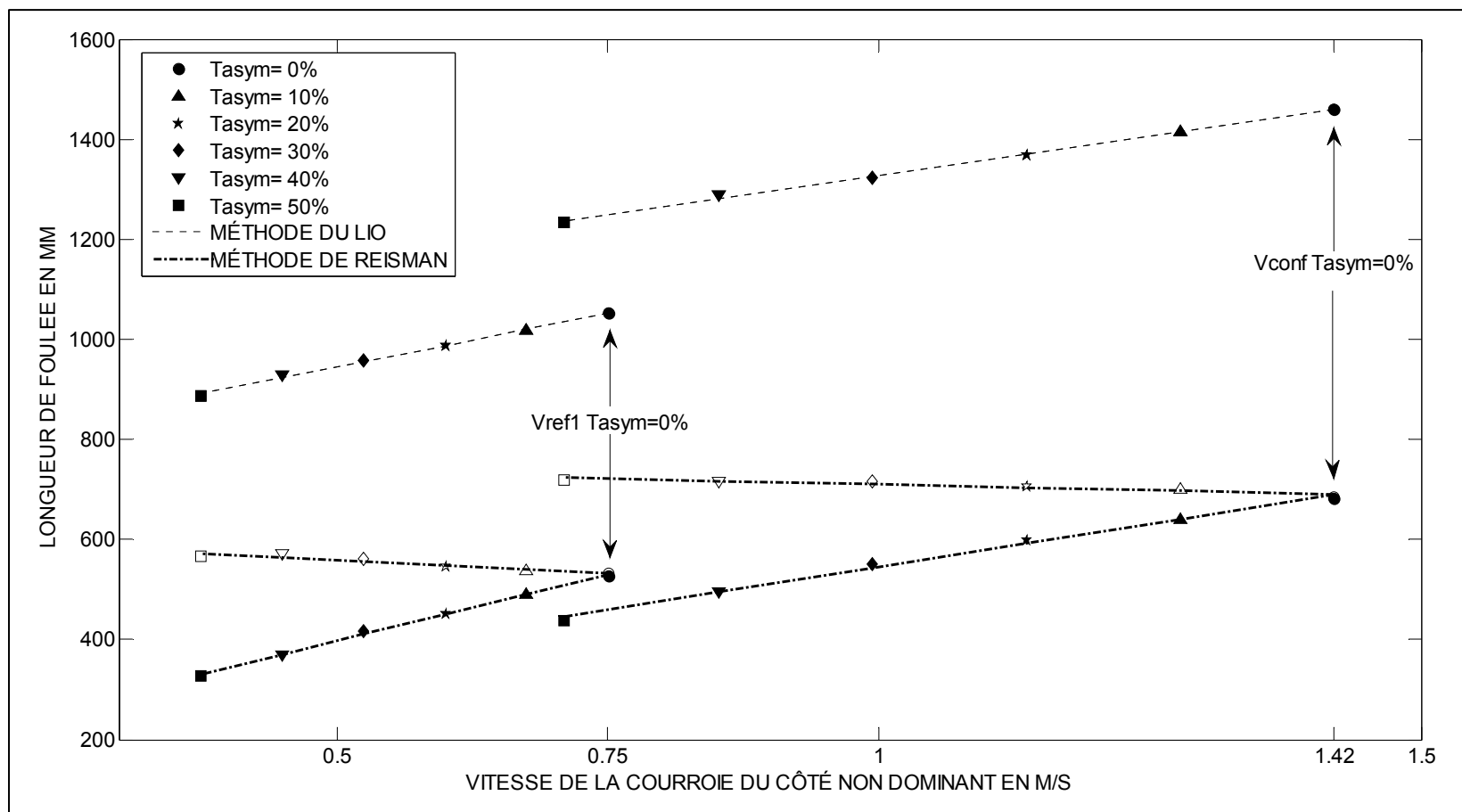
( $\Delta_{R/LIO}=-7,6\%$ ) à 7,8mm ( $\Delta_{R/LIO}=-1,9\%$ ) pour  $V_{ref1}$ , de 86,2mm ( $\Delta_{R/LIO}=-14,0\%$ ) à 8,6mm ( $\Delta_{R/LIO}=-1,8\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis de 71,8mm ( $\Delta_{R/LIO}=-9,7\%$ ) à 10,9mm ( $\Delta_{R/LIO}=-2,0\%$ ) pour  $V_{conf}$ . Alors que pour la longueur de pas côté non dominant,  $L_{p-nd}$ , on observe une augmentation de l'écart des valeurs passant de 36,7mm ( $\Delta_{R/LIO}=-7,2\%$ ) à 79,5mm ( $\Delta_{R/LIO}=-16,3\%$ ) pour  $V_{ref1}$ , de 83,6mm ( $\Delta_{R/LIO}=-14,2\%$ ) à 104,8mm ( $\Delta_{R/LIO}=-18,0\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis de 63,7mm ( $\Delta_{R/LIO}=-8,9\%$ ) à 133,8mm ( $\Delta_{R/LIO}=-19,5\%$ ) pour  $V_{conf}$ .

Il en va de même pour les longueurs de foulée dominante  $L_{f-d}$  et non dominante  $L_{f-nd}$ . On observe des écarts notables entre les deux méthodes. Ainsi, à mesure que  $T_{asym}$  augmente l'écart de la longueur de foulée côté dominant,  $L_{f-d}$ , diminue passant de 515,6mm ( $\Delta_{R/LIO}=-49,3\%$ ) à 321,1mm ( $\Delta_{R/LIO}=-36,2\%$ ) pour  $V_{ref1}$ , de 653,3mm ( $\Delta_{R/LIO}=-54,3\%$ ) à 406,9mm ( $\Delta_{R/LIO}=-38,7\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis de 774,3mm ( $\Delta_{R/LIO}=-53,0\%$ ) à 513,0mm ( $\Delta_{R/LIO}=-41,6\%$ ) pour  $V_{conf}$ , alors que celui de  $L_{f-nd}$  augmente variant de 520,6mm ( $\Delta_{R/LIO}=-49,7\%$ ) à 559,4mm ( $\Delta_{R/LIO}=-63,1\%$ ) pour  $V_{ref1}$ , de 664,4mm ( $\Delta_{R/LIO}=-55,2\%$ ) à 671,2mm ( $\Delta_{R/LIO}=-63,8\%$ ) pour  $V_{ref2}$ , puis de 778,3 mm ( $\Delta_{R/LIO}=-53,3\%$ ) à 796,2mm ( $\Delta_{R/LIO}=-64,6\%$ ) pour  $V_{conf}$ .



**Figure 4.8 Comparaison des longueurs de pas entre les méthodes de calculs du LIO et celle de Reisman.**

L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais. Les symboles vides représentent le côté dominant et les symboles pleins le côté non dominant. Les valeurs reliées par les traits discontinus fins représentent les valeurs calculées par la méthode du LIO, et les valeurs reliées par les traits discontinus épais représentent les valeurs calculées par la méthode de Reisman.



**Figure 4.9 Comparaison des longueurs de foulée entre les méthodes de calculs du LIO et celle de Reisman.**

L'axe des abscisses représente les vitesses de la courroie du côté non dominant pour tous les essais. Les symboles vides représentent le côté dominant et les symboles pleins le côté non dominant. Les valeurs reliées par les traits discontinus fins représentent les valeurs calculées par la méthode du LIO, et les valeurs reliées par les traits discontinus épais représentent les valeurs calculées par la méthode de Reisman.



Tableau 4.10 Valeurs spatiales selon la méthode de Reisman pour tous les essais de marche

Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		Longueur de foulée			Longueur de pas			Longueur de foulée			Longueur de pas		
		mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %
V <sub>ref1</sub>	0%	531	0,67*		497	0,63***		526	0,66***		473	0,60***	
	10%	538	0,68	1,34	479	0,61	-3,51	490	0,62	-6,84	459	0,58	-2,90
	20%	545	0,69	2,69	458	0,58	-7,86	450	0,57	-14,32	450	0,57	-4,78
	30%	560	0,71	5,54	444	0,56	-10,67	417	0,53	-20,74	436	0,55	-7,76
	40%	571	0,72	7,45	418	0,53	-15,96	370	0,47	-29,67	426	0,54	-9,94
	50%	565	0,71	6,42	390	0,49	-21,50	327	0,41	-37,89	409	0,52	-13,41
V <sub>ref2</sub>	0%	584	0,74***		563	0,71***		572	0,72***		535	0,68***	
	10%	599	0,76	2,45	544	0,69	-3,55	546	0,69	-4,42	527	0,67	-1,51
	20%	609	0,77	4,11	518	0,65	-8,09	507	0,64	-11,29	517	0,65	-3,45
	30%	624	0,79	6,84	509	0,64	-9,68	468	0,59	-18,09	505	0,64	-5,64
	40%	641	0,81	9,64	487	0,62	-13,54	428	0,54	-25,20	495	0,62	-7,54
	50%	645	0,81	10,33	461	0,58	-18,30	380	0,48	-33,47	477	0,60	-10,72
V <sub>conf</sub>	0%	686	0,86*		668	0,84***		682	0,86***		656	0,83***	
	10%	700	0,88	2,22	649	0,82	-2,87	641	0,81	-5,92	629	0,79	-4,11
	20%	706	0,89	3,19	623	0,79	-6,83	599	0,76	-11,93	619	0,78	-5,61
	30%	716	0,90	4,13	602	0,76	-10,21	552	0,69	-19,23	597	0,75	-9,27
	40%	717	0,91	4,82	572	0,72	-14,49	496	0,63	-27,14	580	0,73	-11,50
	50%	720	0,91	5,17	535	0,67	-20,04	437	0,55	-35,81	554	0,70	-15,56

Les valeurs normées représentent les longueurs divisées par la longueur de la jambe prise comme étant la longueur à partir de la tête fémorale jusqu'au talon. Δ % représente la variation des valeurs par rapport à la valeur obtenue pour la même vitesse de référence au taux d'asymétrie 0%.

Tableau 4.11 Différences des valeurs entre les méthodes du LIO et de Reisman

Vitesse de référence	Taux asymétrie	CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		Différence: LIO-Reisman						Différence: LIO-Reisman					
		Longueur de foulée			Longueur de pas			Longueur de foulée			Longueur de pas		
		mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %	mm	normée	Δ %
V <sub>ref1</sub>	0%	516	0,65	-49,26	41	0,05	-7,57	521	0,66	-49,74	37	0,05	-7,20
	10%	474	0,60	-46,82	31	0,04	-6,13	522	0,66	-51,57	42	0,05	-8,44
	20%	439	0,55	-44,60	24	0,03	-5,03	534	0,67	-54,22	52	0,07	-10,42
	30%	398	0,50	-41,53	17	0,02	-3,70	541	0,68	-56,48	61	0,08	-12,34
	40%	360	0,45	-38,66	12	0,02	-2,86	560	0,71	-60,23	75	0,09	-14,97
	50%	321	0,41	-36,23	8	0,01	-1,90	559	0,71	-63,12	80	0,10	-16,27
V <sub>ref2</sub>	0%	653	0,78	-54,31	86	0,07	-14,00	664	0,80	-55,23	84	0,07	-14,23
	10%	570	0,72	-48,79	44	0,06	-7,47	623	0,79	-53,26	55	0,07	-9,43
	20%	525	0,66	-46,31	36	0,05	-6,42	626	0,79	-55,24	63	0,08	-10,90
	30%	494	0,62	-44,15	25	0,03	-4,62	650	0,82	-58,11	79	0,10	-13,61
	40%	448	0,57	-41,13	17	0,02	-3,32	661	0,84	-60,71	90	0,11	-15,35
	50%	407	0,51	-38,69	9	0,01	-1,83	671	0,85	-63,82	105	0,13	-18,00
V <sub>conf</sub>	0%	774	0,98	-53,04	72	0,09	-9,71	778	0,98	-53,31	64	0,08	-8,86
	10%	715	0,90	-50,54	56	0,07	-7,97	773	0,98	-54,69	80	0,10	-11,24
	20%	661	0,83	-48,34	41	0,05	-6,18	768	0,97	-56,17	84	0,11	-11,99
	30%	651	0,77	-49,16	70	0,04	-10,94	805	0,97	-60,80	126	0,11	-18,30
	40%	568	0,72	-44,17	18	0,02	-3,07	789	1,00	-61,42	115	0,15	-16,53
	50%	513	0,65	-41,61	11	0,01	-1,99	796	1,00	-64,58	134	0,17	-19,47

Les valeurs normées représentent les longueurs divisées par la longueur de la jambe prise comme étant la longueur à partir de la tête fémorale jusqu' au talon. Δ % représente la variation des valeurs par rapport à la valeur obtenue pour la même vitesse de référence au taux d'asymétrie 0%.

### 4.3 Prédicibilité des variables spatiotemporelles

Après avoir procédé à des «leave one out» afin d'observer quelles variables spatiotemporelles avaient un comportement prédictif, il en ressort que certaines variables le sont plus que d'autres.

En effet d'un point de vue spatial, la longueur de foulée normée, la longueur de pas normée du côté dominant et la longueur de pas normée côté non dominant de chaque sujet ont un comportement de modification relativement semblable à celui du groupe (Voir Figure 4.10 A trait pointillé, et B); alors que la largeur de pas normée montre qu'il peut y avoir de gros écarts entre un sujet et le groupe de sujet de référence (Voir Figure 4.10 A trait plein).

Cependant, la longueur de foulée normée semble beaucoup plus prédictible que les longueurs de pas normées côté dominant et non dominant. En effet 61% des valeurs obtenues pour les sujets ont un écart égal ou inférieur à 5% par rapport aux valeurs du groupe puis 90% des valeurs obtenues par les sujets ont un écart inférieur ou égal à 12% par rapport aux valeurs obtenues par le groupe en ce qui concerne la foulée. Pour les longueurs de pas, on observe un comportement similaire pour les deux côtés : nous avons un taux de 51% (côté dominant) et 57% (côté non dominant) pour les valeurs des écarts des sujets inférieures ou égales à 5% par rapport aux valeurs obtenues par le groupe. Et un taux de 90% pour les valeurs des écarts des sujets, inférieures ou égales à 12% par rapport aux valeurs obtenues par le groupe.

En ce qui concerne la largeur de pas on observe des écarts plus grands par rapport au groupe. En effet, seulement 30% des valeurs obtenues par les sujets sont inférieures ou égales à 5% des valeurs obtenues par le groupe. Pour obtenir 90% des valeurs des sujets, il faut considérer tous les écarts inférieurs ou égaux à 28% par rapport aux valeurs du groupe.

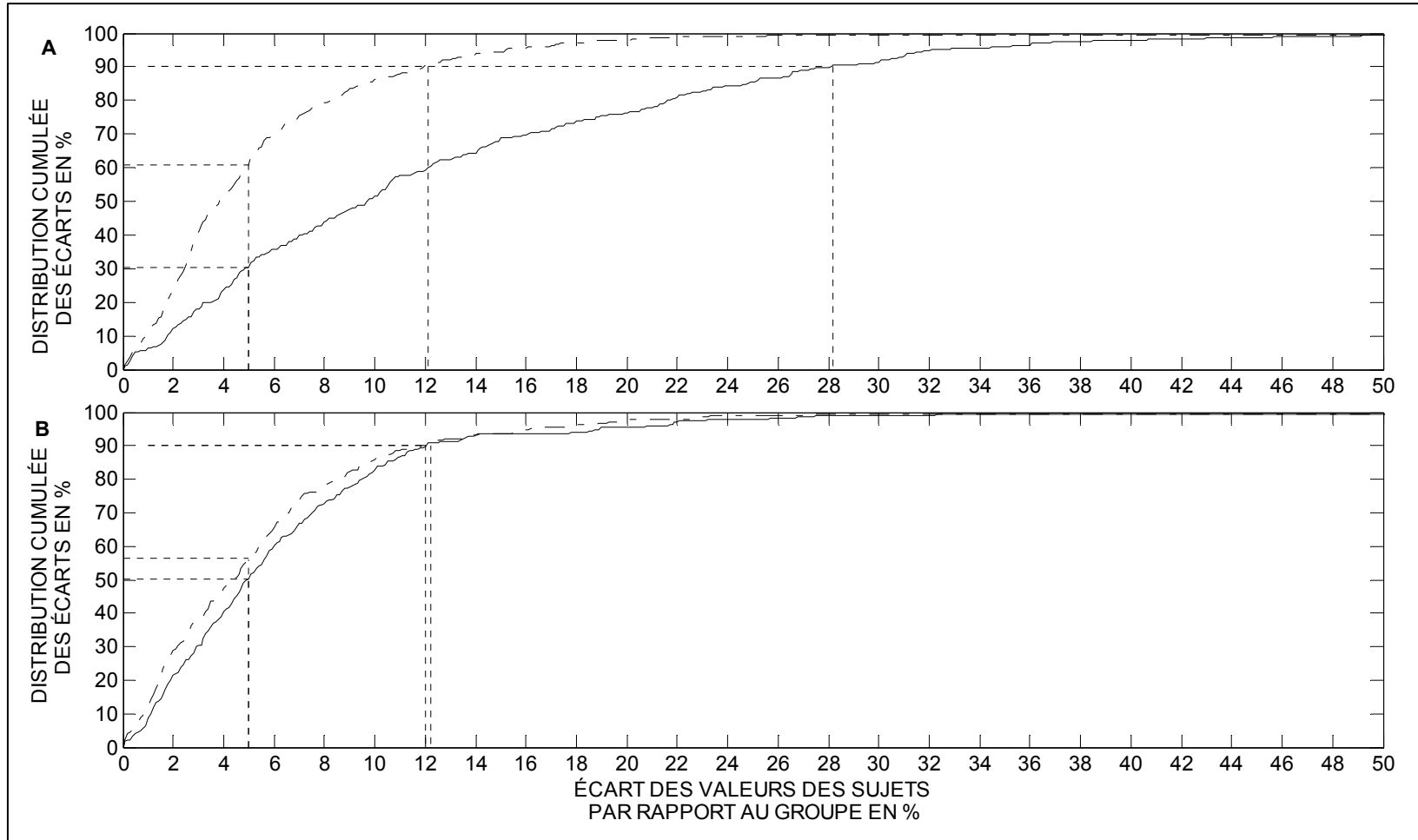
Pour ce qui est des variables temporelles, on observe à peu près la même chose ; à savoir que certaines variables mesurées sur les sujets correspondent bien avec les valeurs obtenues par le groupe alors que d'autres diffèrent plus ou moins.

Ainsi la durée de cycle semble être la moins prédictible des variables temporelles (Voir Figure 4.11 A). Elle regroupe 57% des valeurs des écarts des sujets égales ou inférieures à un écart de 5% des valeurs obtenues par le groupe. Il faut considérer un écart des sujets inférieur ou égal à 13% par rapport aux valeurs obtenues par le groupe pour obtenir 90% des résultats.

Les durées de double appui dominant et non dominant ont des valeurs très proches (Voir Figure 4.11 B), mais légèrement meilleure que la durée de cycle. En effet, les écarts de 5% par rapport aux valeurs obtenues par le groupe ne représentent que 60% pour le côté dominant et 54% pour le côté non dominant. Ensuite, il faut considérer des écarts de 11% pour obtenir 90% des valeurs des écarts des sujets par rapport aux valeurs du groupe pour le côté dominant d'une part, et 12% pour le côté non dominant d'autre part.

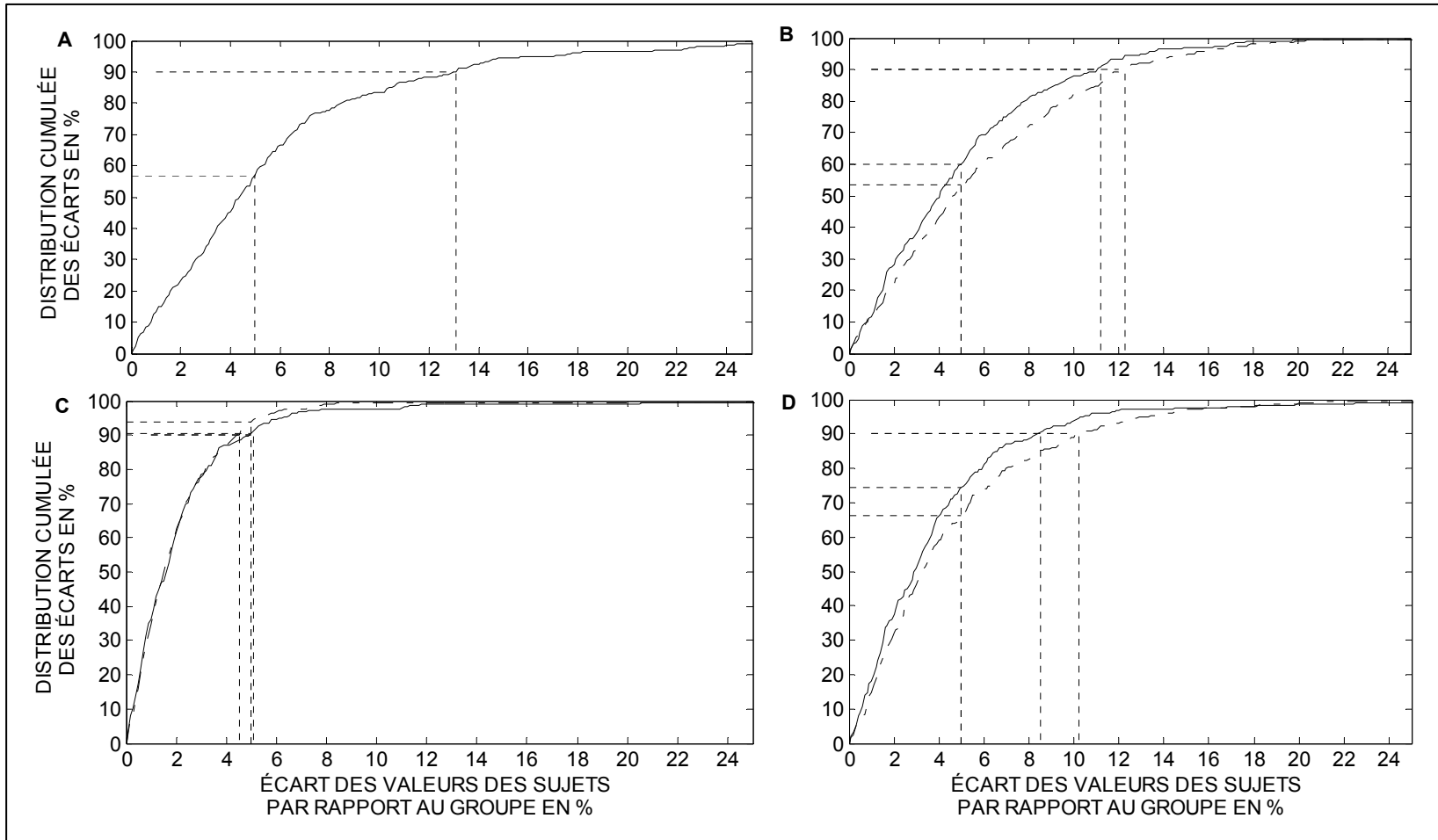
On observe ensuite une meilleure prédictibilité pour les durées d'oscillations (Voir Figure 4.11 D). Pour un écart des valeurs des sujets de 5% par rapport à celles obtenues par le groupe, nous obtenons un taux de 74% pour le côté dominant et 67% pour le côté non dominant. Pour obtenir 90% des valeurs des écarts des sujets par rapport aux valeurs obtenues par le groupe, il faut considérer un écart de 8,5% pour le côté dominant et 10% pour le côté non dominant.

La durée d'appui (Voir Figure 4.11 C), quant à elle, semble être la plus prédictible. Et cela est vrai même en la comparant avec les variables spatiales. En effet, on observe que pour un écart des valeurs des sujets égal ou inférieur à 5% des valeurs obtenues par le groupe nous obtenons déjà un taux de 90%, voire plus, des écarts obtenus : On constate que pour obtenir 90% des valeurs des écarts des sujets il suffit de prendre un écart de 4,5% pour le côté non dominant et 5% pour le côté dominant.



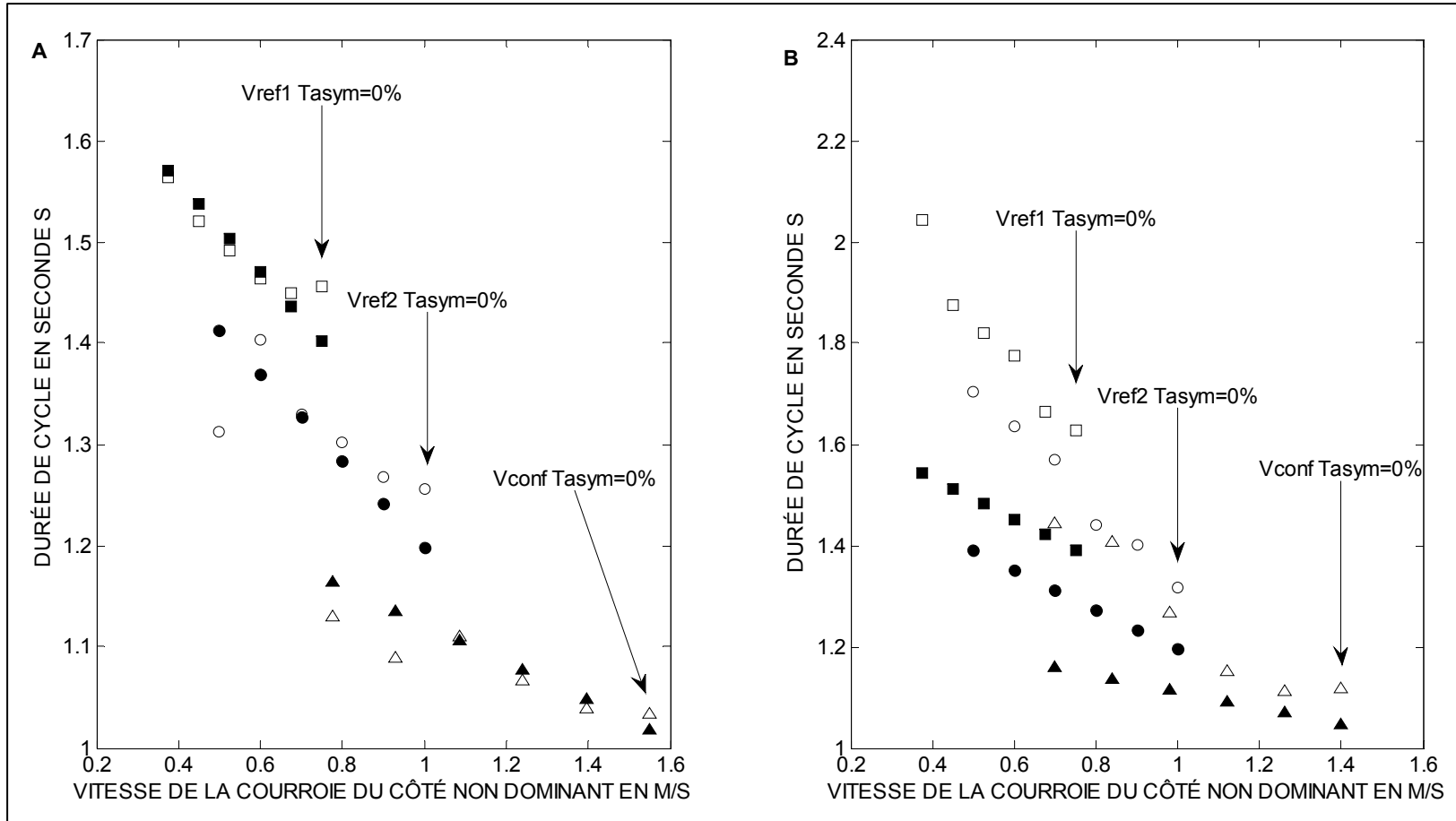
**Figure 4.10 Distribution cumulée des variables spatiales des écarts des valeurs des sujets par rapport au groupe.**

**A** : le trait discontinu représente la longueur de foulée normée ; le trait continu la largeur de pas normée. **B** : le trait continu représente la longueur de pas normée dominant ; le trait discontinu la longueur de pas normée non dominant.



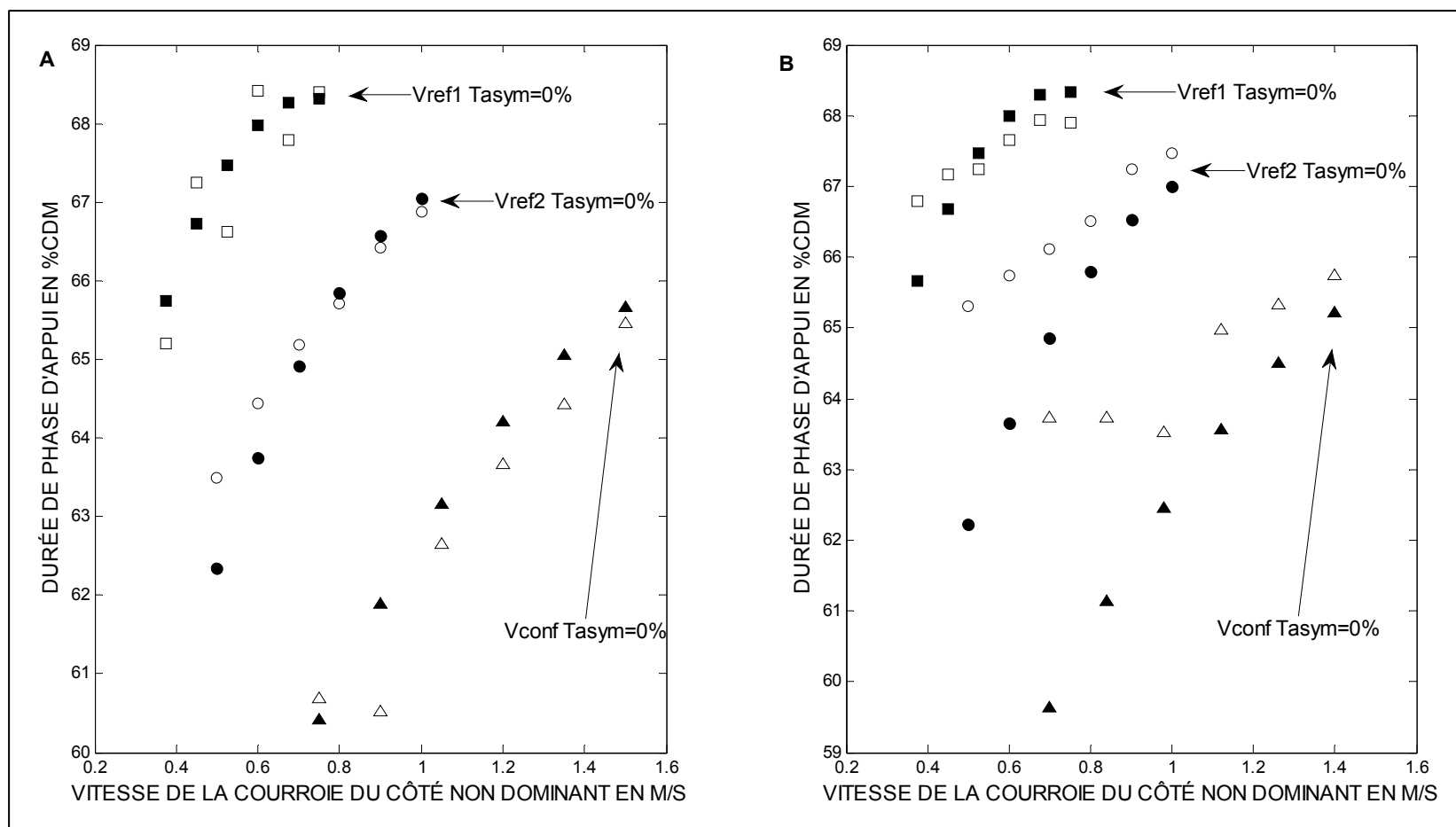
**Figure 4.11 Distribution cumulée des variables temporelles des écarts des valeurs des sujets par rapport au groupe.**

**A** : durée du cycle de marche. **B** : durée de double appui en %<sub>CDM</sub>. **C** : durée d'appui en %<sub>CDM</sub>. **D** : durée d'oscillation en %<sub>CDM</sub>. Pour les schémas **B**, **C**, **D** le trait continu représente le côté dominant ; le trait discontinu le côté non dominant.



**Figure 4.12 Exemple de durée de cycle pour un sujet par rapport au groupe.**

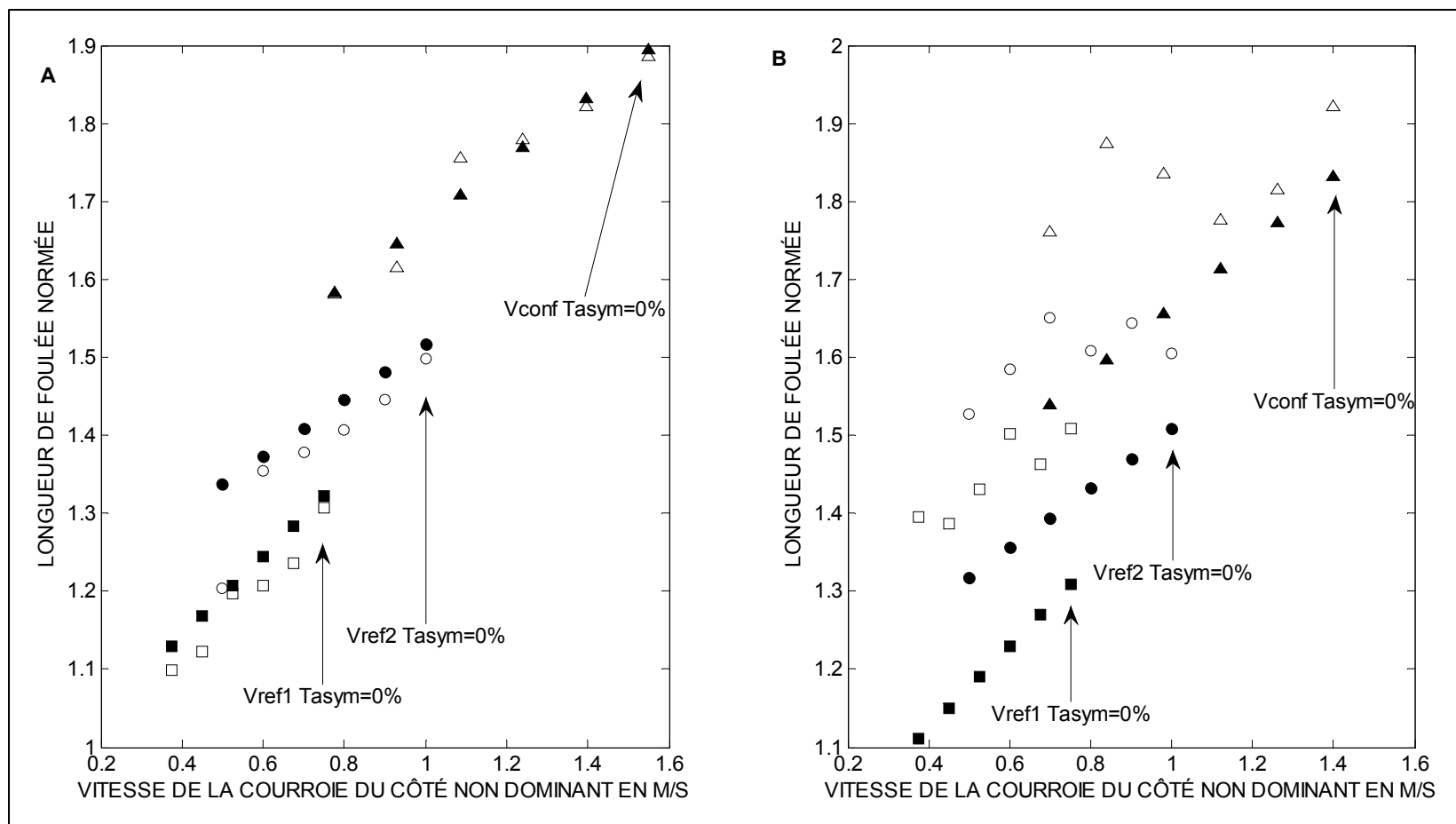
Les symboles vides représentent les valeurs d'un sujet sorti du groupe. Les symboles pleins représentent les valeurs du nouveau groupe. Les carrés représentent les valeurs pour  $V_{ref1}$ , les cercles pour les valeurs de  $V_{ref2}$ , les triangles pour les valeurs de  $V_{conf}$ . **A** : Sujet ayant des valeurs similaires à celles du groupe. **B** : Sujet ayant des valeurs relativement éloignées à celles du groupe.



**Figure 4.13 Exemple de durée d'appui pour un sujet par rapport au groupe.**

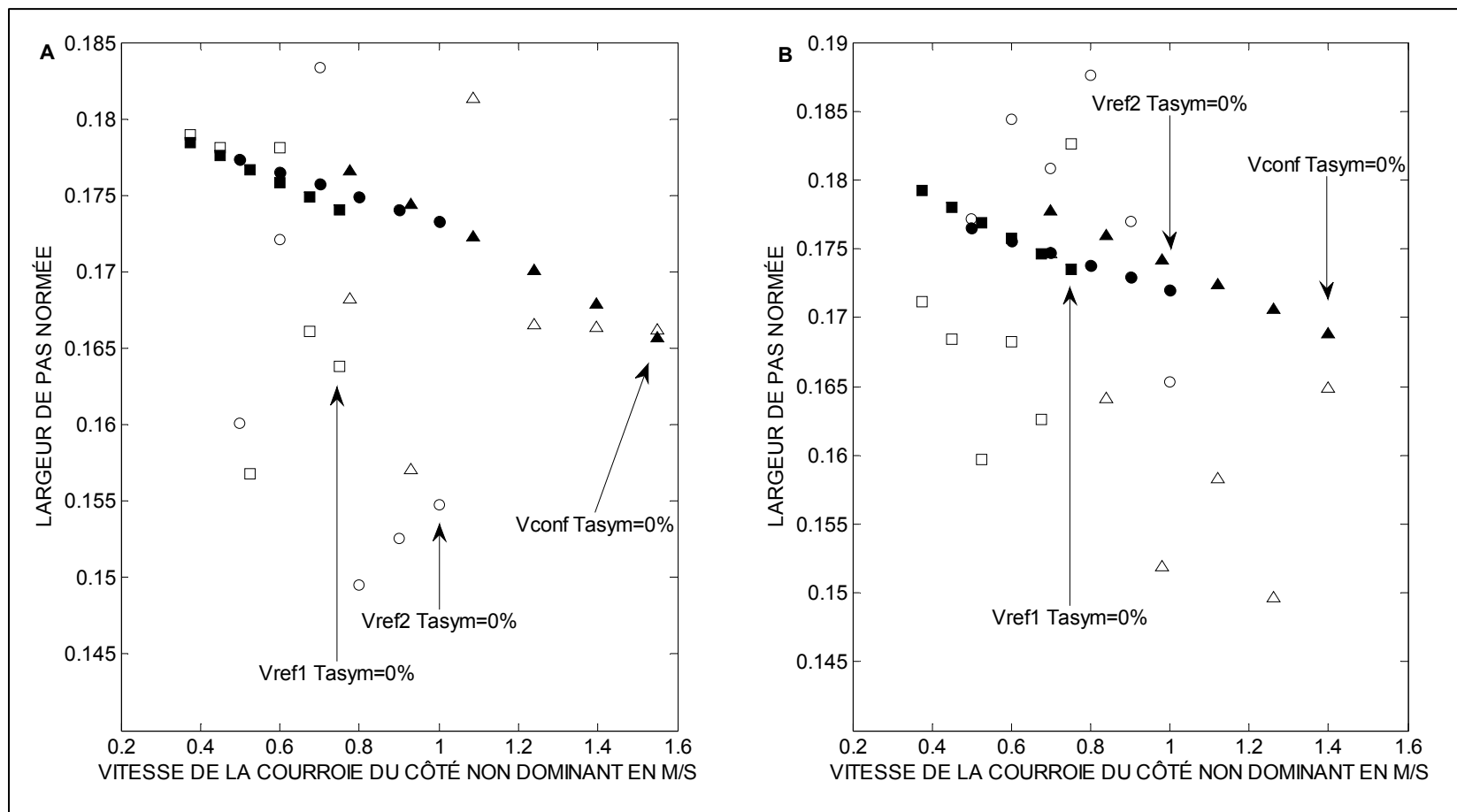
Les symboles vides représentent les valeurs d'un sujet sorti du groupe. Les symboles pleins représentent les valeurs du nouveau groupe. Les carrés représentent les valeurs de  $V_{ref1}$ , les cercles pour les valeurs de  $V_{ref2}$ , les triangles pour les valeurs de  $V_{conf}$ . **A** : Sujet ayant des valeurs similaires à celles du groupe. **B** : Sujet ayant des valeurs relativement éloignées à celles du groupe.





**Figure 4.14 Exemple de longueur de foulée pour un sujet par rapport au groupe.**

Les symboles vides représentent les valeurs d'un sujet sorti du groupe. Les symboles pleins représentent les valeurs du nouveau groupe. Les carrés représentent les valeurs pour  $V_{ref1}$ , les cercles pour les valeurs de  $V_{ref2}$ , les triangles pour les valeurs de  $V_{conf}$ . **A** : Sujet ayant des valeurs similaires à celles du groupe. **B** : Sujet ayant des valeurs relativement éloignées à celles du groupe.



**Figure 4.15 Exemple de largeur de pas pour un sujet par rapport au groupe.**

Les symboles vides représentent les valeurs d'un sujet sorti du groupe. Les symboles pleins représentent les valeurs du nouveau groupe. Les carrés représentent les valeurs pour  $V_{ref1}$ , les cercles pour les valeurs de  $V_{ref2}$ , les triangles pour les valeurs de  $V_{conf}$ . **A** : Sujet ayant des valeurs similaires à celles du groupe. **B** : Sujet ayant des valeurs relativement éloignées à celles du groupe.

## 4.4 Les forces de réaction au sol

### 4.4.1 Marche symétrique

#### **Force Médio-latérale**

En fonctionnement symétrique, l'amplitude des forces de réaction médio-latérales augmentent avec la vitesse de marche. Pour les deux côtés, dominant et non dominant, lors du contact talon on s'aperçoit que l'amplitude du pic latéral augmente avec la vitesse mais arrive au même moment dans le cycle de marche. Le pic de force médial arrive de plus en plus tôt lorsque la vitesse de marche augmente ; et l'amplitude du pic de chargement augmente aussi avec la vitesse. D'abord faiblement entre  $V_{ref1}$  et  $V_{ref2}$ , puis fortement pour  $V_{conf}$ . Pour une  $V_{ref1}$  et  $V_{conf}$  nous constatons que le pic dominant et le pic non dominant arrivent en même temps durant le cycle de marche, mais l'augmentation de la force n'est pas plus marquée sur la jambe dominante que sur celle non dominante (Voir Tableau 4.12).

#### **Force Antéropostérieure**

En fonctionnement symétrique les forces antéropostérieures générées par les deux jambes ont un comportement similaire durant le cycle de marche. L'amplitude du pic des forces antéropostérieures produite au chargement augmente (posterior-directed braking force) avec la vitesse de marche. Il se produit sensiblement toujours au même moment. L'amplitude du pic des forces antéropostérieures produite au déchargement (propulsive horizontal force before takeoff) augmente avec la vitesse de marche et il se produit de plus en plus tôt à mesure que la vitesse augmente.

#### **Force Verticale**

Les deux jambes génèrent des forces quasi-similaires et ont un comportement identique en fonctionnement symétrique ; cependant la jambe non dominante génère des forces

légèrement inférieures à la jambe dominante. Le pic de chargement se réalise de plus en plus tôt à mesure que la vitesse augmente et l'amplitude est beaucoup plus grande pour la vitesse de confort que pour les vitesses  $V_{ref1}$  et  $V_{ref2}$ . La phase de milieu d'appui (mid-stance) arrive toujours au même moment durant le cycle de marche, mais l'amplitude de la force à cet instant décroît à mesure que la vitesse augmente. Le pic de déchargement arrive toujours au même moment durant le cycle de marche, et son amplitude augmente à mesure que la vitesse augmente.

#### **4.4.2 Marche asymétrique**

##### **Force Médio-latérale**

Pour la jambe dominante on s'aperçoit que la force latérale générée, diminue à mesure que le taux d'asymétrie augmente et est de plus en plus réduite à mesure que la vitesse de référence augmente. L'amplitude du pic médial au moment du chargement reste quasiment constante en fonction du taux d'asymétrie, et elle se réalise toujours au même moment dans le cycle de marche quelque soit la vitesse de référence (Voir Tableau 4.13 et Figure 4.17).

Pour la jambe non dominante la force latérale générée par le contact talon diminue fortement à mesure que le taux d'asymétrie augmente; par contre plus la vitesse de référence est grande plus la diminution de l'amplitude de force est réduite. Cependant le pic arrive toujours au même moment. L'amplitude du pic médial au moment du chargement diminue fortement et significativement avec le taux d'asymétrie et la diminution est d'autant plus marquée que la vitesse de référence est grande, cependant le pic survient toujours au même moment durant le cycle de marche.

##### **Force Antéropostérieure**

Pour la jambe dominante, lorsque le taux d'asymétrie augmente l'amplitude de la force postérieure au chargement (posterior-directed braking force) diminue mais ces changements

ne sont pas significatifs ( $p > 0,007$  pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ ,  $V_{conf}$ ), par contre le pic postérieur au chargement se produit de plus en plus tôt et ce, significativement ( $p < 0,007$  pour  $V_{ref1}$ ,  $p < 0,001$  pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ ). Pour  $V_{ref1}$  on observe une augmentation du pic antérieur de déchargement, alors qu'il diminue pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ . Cependant, quelle que soit la vitesse de référence, le pic antérieur de déchargement arrive de plus en plus tôt à mesure que  $T_{asym}$  augmente. Plus la vitesse de référence est grande plus l'avance est prononcée ( $p < 0,007$  pour  $V_{ref1}$ ,  $p < 0,001$  pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ ) (Voir Tableau 4.14 et Figure 4.18).

Pour la jambe non dominante lorsque le taux d'asymétrie augmente, l'amplitude du pic postérieur de chargement diminue fortement et significativement ( $p < 0,001$  pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ , et  $V_{conf}$ ), il se produit toujours au même moment durant le cycle de marche. Le pic antérieur de déchargement arrive tardivement à mesure que  $T_{asym}$  augmente seulement pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  et est significatif seulement pour  $V_{conf}$  ( $p < 0,001$ ). Quant à son amplitude, elle est très fortement et significativement diminuée à mesure que  $T_{asym}$  augmente ( $p < 0,001$  pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ ,  $V_{conf}$ ).

### **Force Verticale**

Pour la jambe dominante, le pic de chargement vertical diminue légèrement lorsque le taux d'asymétrie augmente pour  $V_{ref2}$  ( $p < 0,01$ ) et diminue plus fortement pour  $V_{conf}$  ( $p < 0,001$ ). Le pic se produit sensiblement toujours au même moment. Le pic de déchargement vertical est fortement avancé lorsque le taux d'asymétrie augmente ( $p < 0,001$  pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ ,  $V_{conf}$ ); et son amplitude diminue seulement pour  $V_{ref2}$  ( $p < 0,01$ ) et  $V_{conf}$  ( $p < 0,001$ ) (Voir Tableau 4.15 et Figure 4.19).

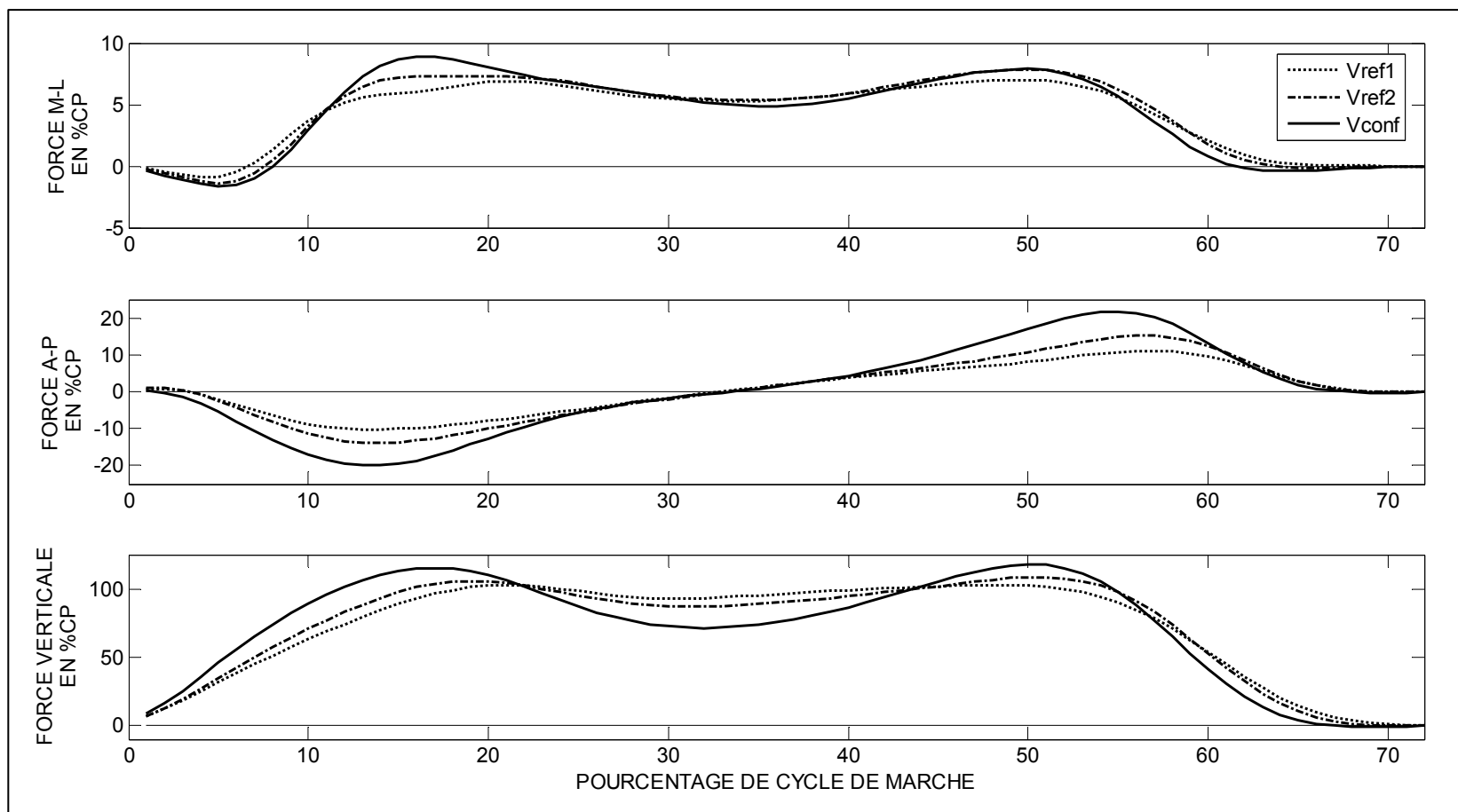
Pour la jambe non dominante l'amplitude et l'instant du pic de chargement vertical sont peu ou pas sensibles au taux d'asymétrie : pour  $V_{ref1}$  et  $V_{ref2}$  l'amplitude augmente légèrement mais pour  $V_{conf}$  elle diminue légèrement; le pic se produit toujours au même moment. Le pic de déchargement vertical se produit toujours au même moment pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  à

mesure que  $T_{\text{asym}}$  augmente. Son amplitude diminue à mesure que  $T_{\text{asym}}$  augmente ( $p < 0,001$  pour  $V_{\text{ref1}}$ ) et cette variation est d'autant plus marquée que la vitesse de référence est grande.

Tableau 4.12 Amplitudes et occurrences des pics de force pour les essais symétriques

		CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	%CDM	Force		%CDM	Force		%CDM	Force		%CDM	Force	
			%CP	Δ%		%CP	Δ%		%CP	Δ%		%CP	Δ%
		F <sub>x1</sub>			F <sub>x2</sub>			F <sub>x1</sub>			F <sub>x2</sub>		
V <sub>ref1</sub>	0%	4	0,93		21	6,91		5	1,17		21	6,13	
V <sub>ref2</sub>	0%	5	1,41	51,92	17	7,33	6,08	5	1,54	31,60	21	6,57	7,20
V <sub>conf</sub>	0%	5	1,67	80,63	16	8,87	28,35	5	1,98	69,56	16	7,92	29,15
		F <sub>y1</sub>			F <sub>y2</sub>			F <sub>y1</sub>			F <sub>y2</sub>		
V <sub>ref1</sub>	0%	14	10,23		57	11,04		14	9,72		56	11,35	
V <sub>ref2</sub>	0%	14	13,90	35,83	56	15,16	37,30	14	12,67	30,32	55	14,85	30,88
V <sub>conf</sub>	0%	14	19,99	95,31	55	21,66	96,12	13	18,81	93,49	54	21,18	86,67
		F <sub>z1</sub>			F <sub>z2</sub>			F <sub>z1</sub>			F <sub>z2</sub>		
V <sub>ref1</sub>	0%	21	102,67		48	102,70		21	98,33		48	100,13	
V <sub>ref2</sub>	0%	19	105,85	3,10	50	108,43	5,58	19	100,15	1,85	50	104,88	4,74
V <sub>conf</sub>	0%	17	115,28	12,28	50	118,05	14,94	17	109,46	11,32	50	112,87	12,72

La colonne %CDM indique le moment où a lieu l'événement dans le cycle de marche. La colonne Force indique l'amplitude de la force en % de poids corporel (%CP). La colonne  $\Delta\%$  indique la variation de la force par rapport à la valeur produite à V<sub>ref1</sub>. F<sub>x1</sub>, F<sub>x2</sub>, F<sub>y1</sub>, F<sub>y2</sub>, F<sub>z1</sub>, F<sub>z2</sub> désignent respectivement les pics : latéral, médial, postérieur, antérieur, le premier pic vertical, et le deuxième pic vertical.



**Figure 4.16 Force de réaction au sol pour les essais symétriques.**

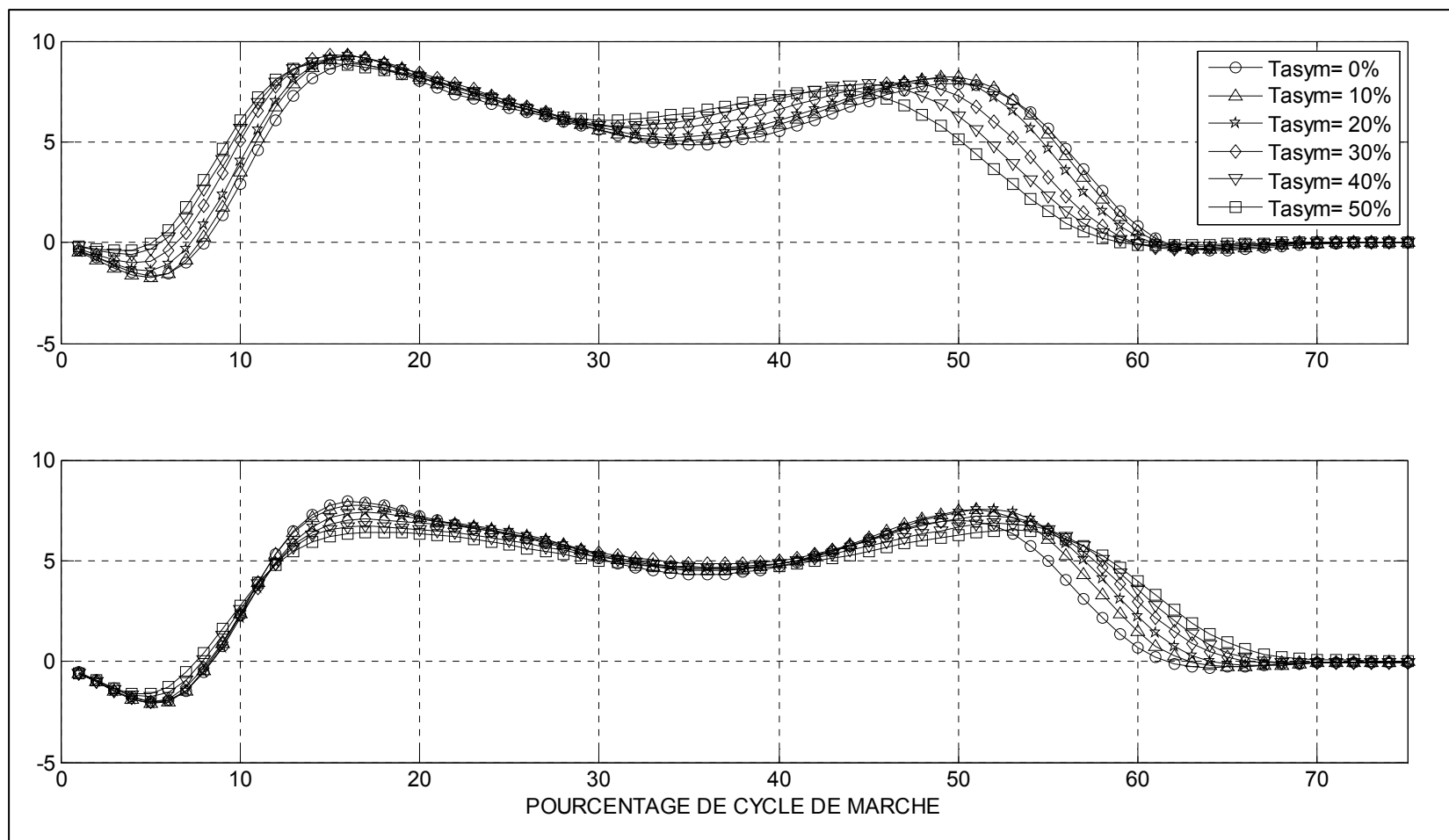
Valeurs des forces de réaction au sol en pourcentage de poids corporel ( $\%_{CP}$ ) aux trois vitesses de références au fonctionnement symétrique pour le côté dominant. L'axe des abscisses est en pourcentage de cycle de marche et celui des ordonnées en pourcentage de poids corporel.



Tableau 4.13 Amplitudes et occurrences des pics médio-latéraux pour tous les essais de marche

Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		PIC LATÉRAL $F_{x1}$			PIC MÉDIAL $F_{x2}$			PIC LATÉRAL $F_{x1}$			PIC MÉDIAL $F_{x2}$		
		%CDM	Force		%CDM	Force		%CDM	Force		%CDM	Force	
			%CP	$\Delta\%$		%CP	$\Delta\%$		%CP	$\Delta\%$		%CP	$\Delta\%$
$V_{ref1}$	0%	4	0.93		21	6.91		5	1.17		21	6.13	
	10%	4	1.06	14.41	21	6.86	-0.77	5	1.15	-2.06	21	6.12	-0.17
	20%	4	0.83	-10.64	21	6.79	-1.75	5	0.99	-15.04	21	6.01	-1.96
	30%	4	0.81	-12.60	21	6.79	-1.78	4	0.89	-23.98	21	5.98	-2.48
	40%	4	0.57	-37.96	21	6.82	-1.30	4	0.75	-36.36	20	5.79	-5.49
	50%	3	0.56	-39.60	21	6.75	-2.32	4	0.60	-49.15	20	5.62	-8.37
$V_{ref2}$	0%	5	1.41		17	7.33		5	1.54		21	6.57*	
	10%	5	1.50	6.86	21	7.42	1.21	5	1.61	4.65	20	6.57	-0.02
	20%	5	1.23	-12.61	21	7.31	-0.38	5	1.47	-4.27	20	6.41	-2.40
	30%	4	0.97	-31.11	21	7.51	2.47	5	1.43	-6.95	19	6.50	-1.04
	40%	4	0.83	-40.87	21	7.33	-0.09	4	1.18	-23.59	20	6.09	-7.38
	50%	4	0.64	-54.22	20	7.28	-0.68	4	1.14	-26.13	19	5.81	-11.61
$V_{conf}$	0%	5	1.67*		16	8.87		5	1.98		16	7.92**	
	10%	5	1.73	3.55	16	9.26	4.39	5	2.08	5.00	16	7.75	-2.08
	20%	5	1.39	-17.05	16	9.28	4.62	5	2.06	4.02	17	7.40	-6.54
	30%	4	1.00	-40.24	15	9.28	4.59	5	2.00	0.94	17	7.05	-10.90
	40%	4	0.58	-65.43	15	9.06	2.11	5	1.77	-10.79	17	6.72	-15.06
	50%	3	0.41	-75.27	15	8.92	0.53	5	1.60	-19.56	18	6.39	-19.34

La colonne %CDM indique le moment où a lieu l'événement dans le cycle de marche. La colonne Force indique l'amplitude de la force en % de poids corporel (%CP). La colonne  $\Delta\%$  indique la variation de la force par rapport à celle produite à l'essai où le taux d'asymétrie est 0% pour la vitesse de référence correspondante.  $F_{x1}$ ,  $F_{x2}$  désignent respectivement les pics : latéral et médial.



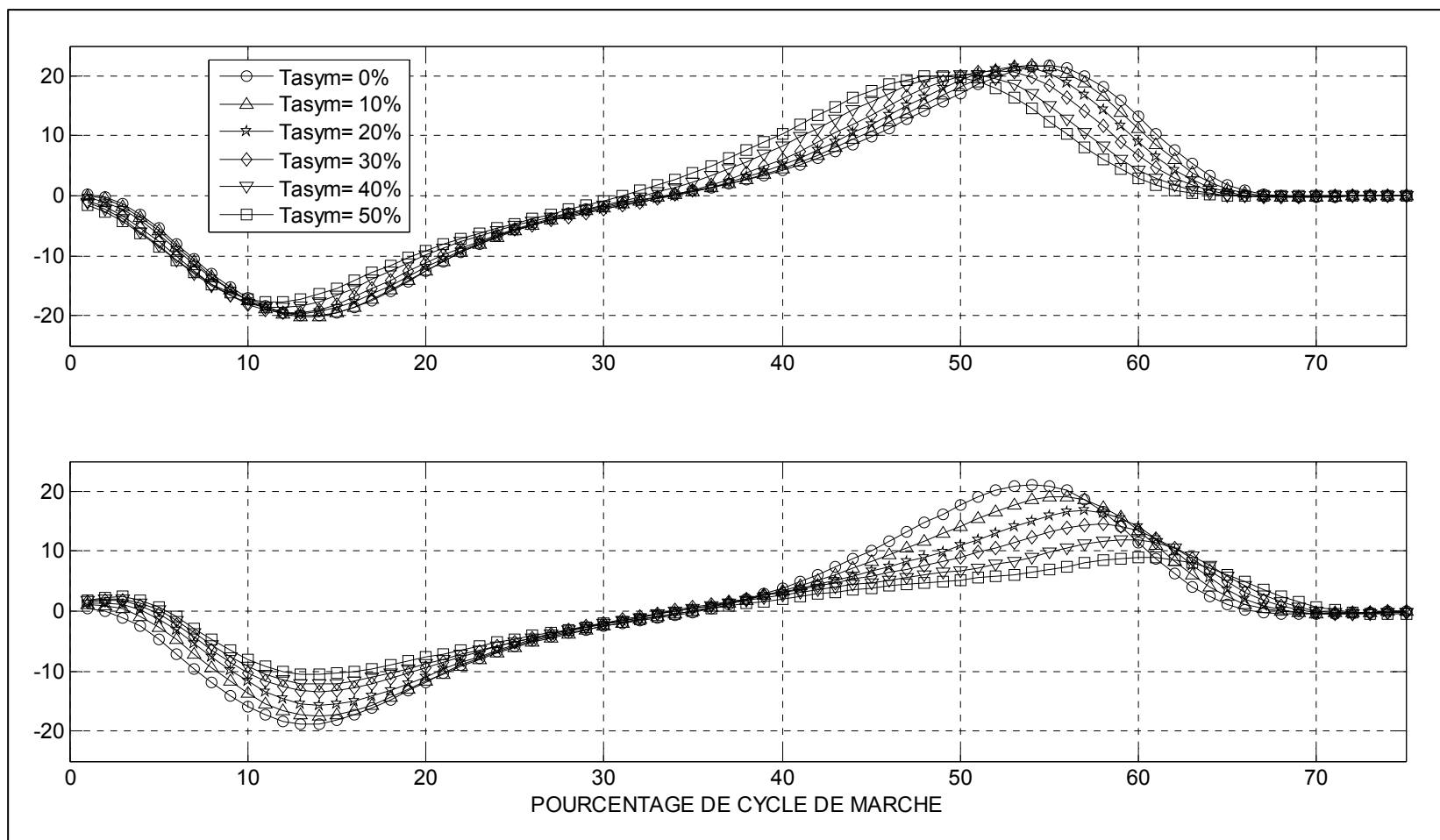
**Figure 4.17 Forces de réaction au sol médio-latérales pour les essais à  $V_{\text{conf}}$ .**

Valeurs des forces de réaction au sol médio-latérales pour les essais de marche à  $V_{\text{conf}}$ . L'axe des abscisses est en pourcentage de cycle de marche et celui des ordonnées en pourcentage de poids corporel (%CP). Le graphique du haut représente les valeurs du côté dominant et celui du bas les valeurs du côté non dominant.

Tableau 4.14 Amplitudes et occurrences des pics antéropostérieurs pour tous les essais de marche

Vitesse de référence	$T_{asym}$	CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		$F_{y1}$			$F_{y2}$			$F_{y1}$			$F_{y2}$		
		%CDM	Force		%CDM	Force		%CDM	Force		%CDM	Force	
			%CP	$\Delta\%$		%CP	$\Delta\%$		%CP	$\Delta\%$		%CP	$\Delta\%$
$V_{ref1}$	0%	14 <sup>***</sup>	10.23 <sup>*</sup>		57 <sup>**</sup>	11.04 <sup>*</sup>		14	9.72 <sup>***</sup>		56	11.35 <sup>***</sup>	
	10%	13	10.25	0.14	57	11.34	2.68	14	9.00	-7.39	57	9.50	-16.24
	20%	13	9.87	-3.59	56	11.79	6.75	14	8.31	-14.57	57	7.89	-30.41
	30%	12	9.75	-4.72	55	12.09	9.44	14	7.64	-21.39	56	6.83	-39.76
	40%	12	9.25	-9.60	55	12.21	10.61	14	7.17	-26.27	55	5.37	-52.65
	50%	12	8.86	-13.47	54	11.80	6.85	14	6.34	-34.79	55	4.50	-60.34
$V_{ref2}$	0%	14 <sup>***</sup>	13.90 <sup>*</sup>		56 <sup>***</sup>	15.16		14	12.67 <sup>***</sup>		55	14.85 <sup>***</sup>	
	10%	14	13.96	0.44	56	15.09	-0.45	14	11.75	-7.29	56	13.04	-12.16
	20%	13	13.50	-2.90	55	15.08	-0.56	14	10.79	-14.84	57	11.38	-23.34
	30%	12	13.26	-4.57	53	15.34	1.20	14	10.03	-20.82	58	10.01	-32.60
	40%	12	12.48	-10.25	52	15.81	4.25	14	8.89	-29.88	59	8.06	-45.75
	50%	11	11.83	-14.91	51	14.90	-1.75	14	8.05	-36.50	59	5.68	-61.76
$V_{conf}$	0%	14 <sup>***</sup>	19.99 <sup>*</sup>		55 <sup>***</sup>	21.66		13 <sup>***</sup>	18.81 <sup>***</sup>		54	21.18 <sup>***</sup>	
	10%	13	20.18	0.98	54	21.72	0.29	14	17.52	-6.89	56	19.08	-9.90
	20%	13	19.64	-1.74	53	21.44	-1.00	14	15.69	-16.60	57	16.72	-21.07
	30%	12	19.53	-2.31	52	20.89	-3.53	14	13.41	-28.74	58	14.49	-31.56
	40%	12	18.72	-6.34	50	20.26	-6.44	14	12.21	-35.10	59	11.92	-43.70
	50%	11	17.71	-11.39	49	19.99	-7.68	14	10.54	-43.96	60	8.99	-57.54

$T_{asym}$  indique le taux d'asymétrie. La colonne %CDM indique le moment où a lieu l'événement dans le cycle de marche. La colonne Force indique l'amplitude de la force en % de poids corporel (%CP). La colonne  $\Delta\%$  indique la variation de la force par rapport à celle produite à l'essai où le taux d'asymétrie est 0% pour la vitesse de référence correspondante.  $F_{y1}$ ,  $F_{y2}$ , désignent respectivement les pics : postérieur et antérieur.



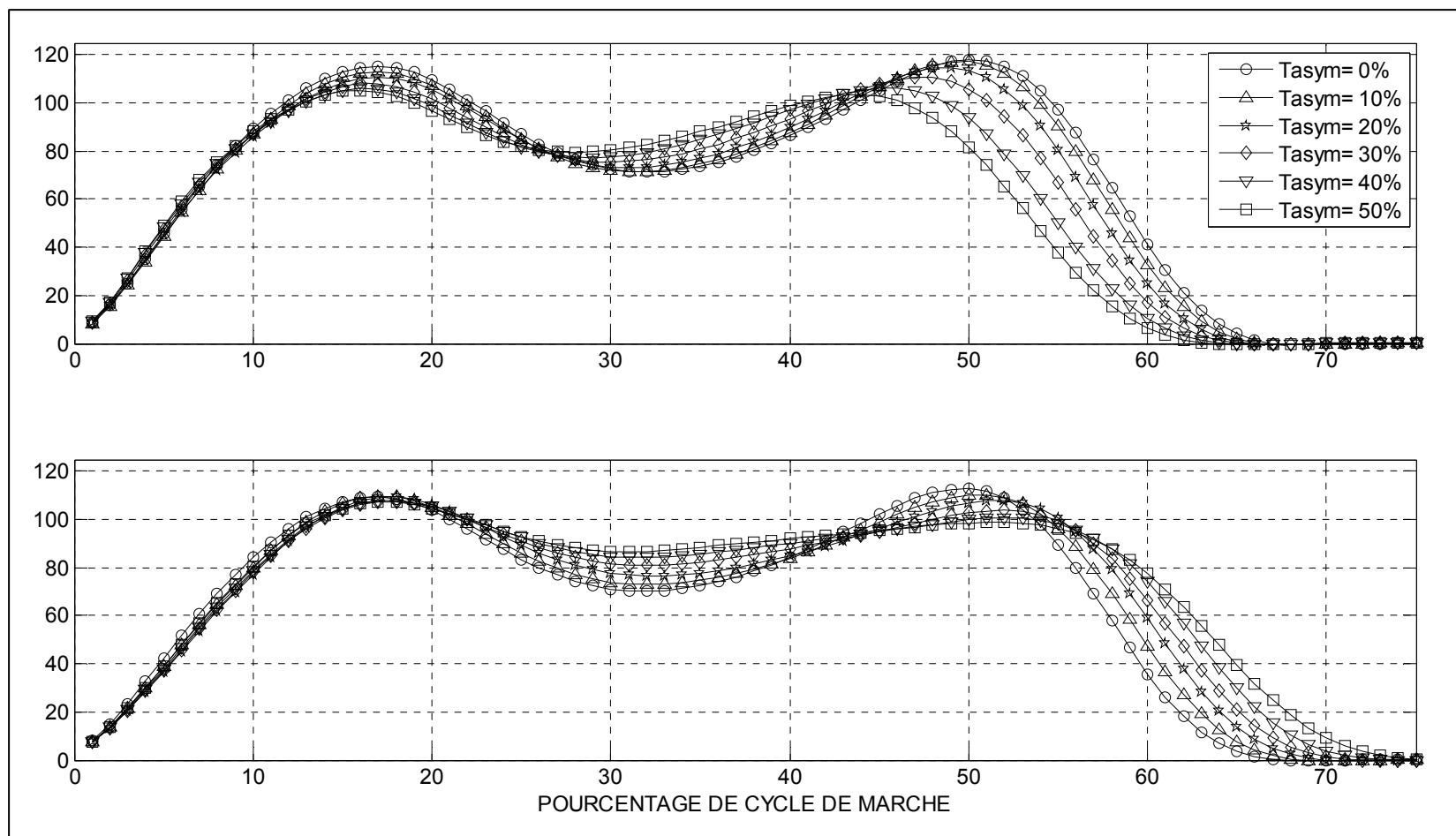
**Figure 4.18 Forces de réaction au sol antéropostérieures pour les essais à  $V_{\text{conf}}$ .**

Valeurs des forces de réaction au sol antéropostérieures pour les essais de marche à  $V_{\text{conf}}$ . L'axe des abscisses est en pourcentage de cycle de marche et celui des ordonnées en pourcentage de poids corporel (%CP). Le graphique du haut représente les valeurs du côté dominant et celui du bas les valeurs du côté non dominant.

Tableau 4.15 Amplitudes et occurrences des pics verticaux pour tous les essais de marche

Vitesse de référence	$T_{asym}$	CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		$F_{z1}$			$F_{z2}$			$F_{z1}$			$F_{z2}$		
		%CDM	Force %CP	$\Delta$ %	%CDM	Force %CP	$\Delta$ %	%CDM	Force %CP	$\Delta$ %	%CDM	Force %CP	$\Delta$ %
$V_{ref1}$	0%	21	102,67		48***	102,70		21	98,33		48***	100,13	
	10%	22	102,01	-0,64	48	103,09	0,38	21	99,09	0,77	48	99,37	-0,76
	20%	22	101,17	-1,45	47	102,05	-0,64	21	99,46	1,15	47	98,41	-1,72
	30%	22	101,36	-1,27	47	102,09	-0,60	21	99,90	1,60	47	98,13	-2,00
	40%	22	100,74	-1,87	44	101,46	-1,21	21	99,96	1,66	47	97,97	-2,16
	50%	22	100,49	-2,12	40	100,87	-1,78	21	100,03	1,73	46	98,21	-1,92
$V_{ref2}$	0%	19	105,85**		50***	108,43**		19	100,15		50*	104,88***	
	10%	19	104,30	-1,46	50	108,08	-0,32	19	100,64	0,49	50	103,51	-1,30
	20%	19	102,27	-3,38	49	106,54	-1,74	20	100,63	0,48	50	101,35	-3,37
	30%	19	100,80	-4,77	47	104,95	-3,21	20	101,16	1,01	50	99,35	-5,27
	40%	20	99,57	-5,93	46	103,68	-4,38	20	100,57	0,42	49	98,42	-6,16
	50%	19	99,62	-5,88	42	101,18	-6,69	19	101,55	1,40	48	98,12	-6,44
$V_{conf}$	0%	17*	115,28***		50***	118,05***		17	109,46		50*	112,87***	
	10%	17	113,04	-1,94	50	117,18	-0,74	17	109,66	0,19	51	110,41	-2,18
	20%	17	110,86	-3,83	49	114,67	-2,86	18	109,31	-0,13	51	107,89	-4,41
	30%	16	108,19	-6,15	47	110,65	-6,27	18	107,43	-1,85	52	103,74	-8,09
	40%	16	106,02	-8,03	45	106,16	-10,07	18	107,80	-1,52	52	100,60	-10,87
	50%	16	105,22	-8,72	44	103,39	-12,41	17	107,24	-2,02	51	98,85	-12,42

$T_{asym}$  indique le taux d'asymétrie. La colonne %CDM indique le moment où a lieu l'événement dans le cycle de marche. La colonne Force indique l'amplitude de la force en % de poids corporel (%CP). La colonne  $\Delta\%$  indique la variation de la force par rapport à celle produite à l'essai où le taux d'asymétrie est 0% pour la vitesse de référence correspondante.  $F_{z1}$ ,  $F_{z2}$  désignent respectivement le premier pic vertical et le deuxième pic vertical.



**Figure 4.19 Forces de réaction au sol verticales pour les essais à  $V_{conf}$ .**

Valeurs des forces de réaction au sol verticales pour les essais de marche à  $V_{conf}$ . L'axe des abscisses est en pourcentage de cycle de marche et celui des ordonnées en pourcentage de poids corporel (%CP). Le graphique du haut représente les valeurs du côté dominant et celui du bas les valeurs du côté non dominant.

## 4.5 L'activité électromyographique des muscles

### 4.5.1 Marche symétrique

A mesure que la vitesse de référence augmente le gastrocnémien débute son activation de plus en plus tôt mais la termine quasiment toujours au même moment, ce qui engendre une augmentation de la durée d'activation à mesure que la vitesse de référence croît. Ainsi le début d'activation démarre respectivement pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ , et  $V_{conf}$  à 32%<sub>CDM</sub>, 29%<sub>CDM</sub> et 13%<sub>CDM</sub> et dure 25%<sub>CDM</sub>, 29%<sub>CDM</sub> et 44%<sub>CDM</sub> (Voir Tableau 4.16 et Figure 4.21). Le tibialis antérieur réagit de la même façon en débutant son activation de plus en plus tôt, démarrant à 85%<sub>CDM</sub>, 73%<sub>CDM</sub> et 61%<sub>CDM</sub>, mais la fin d'activation arrive au même moment pour  $V_{ref1}$  et  $V_{ref2}$ ; par contre elle arrive plus tôt pour  $V_{conf}$ . Par conséquent sa durée d'activation augmente passant de 35%<sub>CDM</sub>, à 47%<sub>CDM</sub>, puis à 52%<sub>CDM</sub> (Voir Tableau 4.16 et Figure 4.23).

Le droit antérieur s'active dans un premier temps, pour la partie de préparation d'envol et début de phase d'envol, de plus en plus tôt débutant respectivement pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ , et  $V_{conf}$  à 68%<sub>CDM</sub>, 64%<sub>CDM</sub> et 50%<sub>CDM</sub> et termine son activation sensiblement au même moment, ce qui a pour conséquence d'augmenter sa durée d'activation qui passe respectivement pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$ , et  $V_{conf}$  de 25%<sub>CDM</sub>, à 29%<sub>CDM</sub> et 44%<sub>CDM</sub>. Pour la deuxième partie d'activation durant la fin de la phase d'envol et le début de la phase d'appui, le début d'activation semble se produire sensiblement au même moment : pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  nous avons respectivement 97%<sub>CDM</sub>, à 96%<sub>CDM</sub> et 95%<sub>CDM</sub>. Par contre la fin d'activation arrive de plus en plus tôt à mesure que la vitesse augmente : pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  nous avons respectivement 40%<sub>CDM</sub>, à 36%<sub>CDM</sub> et 32%<sub>CDM</sub>. Cela a pour effet de réduire la durée d'activation du muscle durant cette partie passant de 43%<sub>CDM</sub> pour  $V_{ref1}$  à 40%<sub>CDM</sub> et 37%<sub>CDM</sub> pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  (Voir Tableau 4.17 et Figure 4.22). Le semi-tendineux semble avoir le début d'activation légèrement avancé commençant à 88%<sub>CDM</sub>, 87%<sub>CDM</sub> et 86%<sub>CDM</sub> et terminant son activation légèrement plus tard en passant de 11%<sub>CDM</sub> pour  $V_{ref1}$ , à 12%<sub>CDM</sub> pour  $V_{ref2}$  et 18%<sub>CDM</sub> pour  $V_{conf}$ . Ce qui fait que la durée d'activation augmente en passant de 38%<sub>CDM</sub> pour  $V_{ref1}$ , à 32%<sub>CDM</sub> pour  $V_{conf}$ . Pour celui du côté non dominant, il semblerait

avancer son début d'activation en passant de 90%<sub>CDM</sub>, à 85%<sub>CDM</sub> puis à 82%<sub>CDM</sub> et laisser fixe sa fin d'activation à 18%<sub>CDM</sub>, 14%<sub>CDM</sub> et 17%<sub>CDM</sub>. Ce qui fait que la durée d'activation pour ce côté semble augmenter en passant de 23%<sub>CDM</sub> pour  $V_{ref1}$ , à 25%<sub>CDM</sub> pour  $V_{ref2}$  puis à 32%<sub>CDM</sub> pour  $V_{conf}$  (Voir Tableau 4.16 et Figure 4.24).

#### **4.5.2 Marche asymétrique**

##### **Gastrocnemius**

Pour une vitesse de référence donnée lorsque le taux d'asymétrie augmente pour la jambe dominante le début d'activation se produit de plus en plus tôt alors que la fin d'activation arrive sensiblement au même moment pour  $V_{ref1}$  et est légèrement prématurée pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ . La durée d'activation s'en trouvant augmentée pour  $V_{ref1}$  et  $V_{ref2}$ , alors que pour  $V_{conf}$  elle reste sensiblement constante. Pour la jambe non dominante le début d'activation arrive de plus en plus tard et ainsi que la fin d'activation. Cependant la fin d'activation étant beaucoup moins retardée que le début d'activation cela diminue sa durée totale d'activation (Tableau 4.18 et Figure 4.21).

##### **Tibialis antérieur**

Les tibialis antérieurs des deux jambes du sujet ont leur début d'activation légèrement avancé à mesure que  $T_{asym}$  augmente. Ceci est beaucoup plus marqué pour le début d'activation du côté dominant où l'avance semble être plus régulière. La fin d'activation du côté dominant est légèrement avancée à mesure que  $T_{asym}$  augmente alors que celle du côté non dominant est légèrement retardée. Ceci entraînant une légère diminution de la durée d'activation du côté dominant et une plus grande réduction pour la durée du côté non dominant (Tableau 4.19 et Figure 4.23).



### **Droit antérieur**

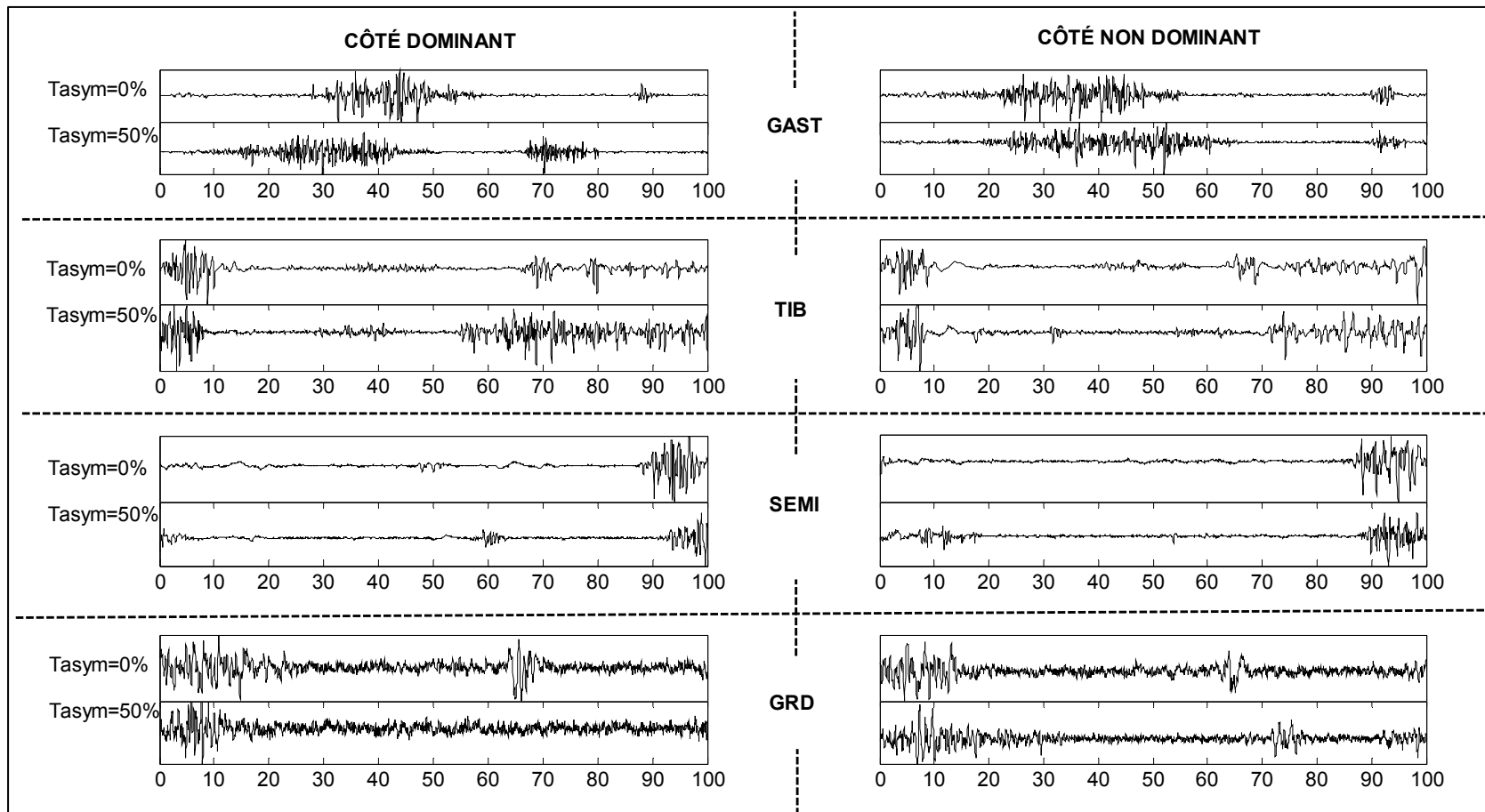
Pour le côté dominant, lorsque le taux d'asymétrie augmente, pour la partie d'activation durant le début de la phase d'envol, le début d'activation est fortement retardé et la fin d'activation arrive sensiblement au même moment. Par conséquent la durée d'activation est fortement réduite pour le côté dominant voire quasiment disparue pour les forts taux d'asymétrie. Pour la partie d'activation durant la fin de la phase d'envol et du début de phase d'appui, le début d'activation se produit au même moment, alors que la fin d'activation semble être avancée pour  $V_{ref1}$  et  $V_{ref2}$ , puis retardée pour  $V_{conf}$ . Ceci ayant pour conséquence d'augmenter la durée d'activation pour  $V_{ref1}$  et  $V_{ref2}$  à mesure que  $T_{asym}$  augmente; alors que pour  $V_{conf}$  la durée d'activation semble rester constante (Tableau 4.20 et Figure 4.22).

Pour le côté non dominant, lorsque  $T_{asym}$  augmente, pour la partie d'activation durant le début de la phase d'envol, le début d'activation est retardé ainsi que la fin d'activation. Ceci ayant pour effet d'avoir une durée d'activation constante à mesure que  $T_{asym}$  augmente. Pour la partie d'activation durant la fin de la phase d'envol et du début de phase d'appui, le début d'activation se retarde légèrement ; alors que la fin d'activation est fortement retardée à mesure que  $T_{asym}$  augmente surtout pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ . Ceci ayant pour conséquence une augmentation de la durée d'activation pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  ; alors que pour  $V_{ref1}$  la durée reste sensiblement constante.

### **Semi-tendineux**

A mesure que  $T_{asym}$  augmente pour le côté dominant, on observe un retard du début d'activation pour toutes les vitesses de référence et une avance de fin d'activation pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$  alors que  $V_{ref1}$  semble rester constant. Ce qui a pour effet de réduire la durée d'activation à mesure que  $T_{asym}$  augmente pour toutes les vitesses de référence. Pour le côté non dominant on observe un début d'activation se produisant toujours au même moment à mesure que  $T_{asym}$  augmente. Il en va de même pour la fin d'activation à  $V_{ref1}$  et  $V_{ref2}$ . Pour  $V_{conf}$  la fin d'activation s'avance dans le temps. Ce qui a pour effet d'avoir une durée

d'activation sensiblement constante pour  $V_{\text{ref1}}$  et  $V_{\text{ref2}}$ , alors que pour  $V_{\text{conf}}$  la durée d'activation semble être raccourcie (Tableau 4.21 et Figure 4.24).



**Figure 4.20 Exemple d'activation EMG du sujet 18 à la vitesse de référence  $V_{\text{conf}}$ .**

*GAST* : gastrocnémien. *TIB* : tibialis antérieur. *SEMI* : Semi-tendineux. *GRD* : Droit antérieur. Pour chaque bloc de graphique, la courbe du haut représente l'activation EMG pour l'essai  $V_{\text{conf}} T_{\text{asym}}=0\%$ , celle du bas pour l'essai  $V_{\text{conf}} T_{\text{asym}}=50\%$ .

Tableau 4.16 Activation des muscles pour les essais symétriques

	Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	CÔTÉ DOMINANT			CÔTÉ NON DOMINANT		
			$D_{act}$ $\Delta$ %	$F_{act}$ $\Delta$ %	Durée $\Delta$ %	$D_{act}$ $\Delta$ %	$F_{act}$ $\Delta$ %	Durée $\Delta$ %
GAST	$V_{ref1}$	0%	32	57	25	21	55	34
	$V_{ref2}$	0%	29 3	58 1	29 4	26 5	54 -1	28 -6
	$V_{conf}$	0%	13 -19	57 0	44 19	14 -6	58 3	44 10
TIB	$V_{ref1}$	0%	85	20	35	80	21	41
	$V_{ref2}$	0%	73 -12	20 0	47 12	64 -16	18 -3	54 13
	$V_{conf}$	0%	61 -24	13 -7	52 17	59 -21	16 -5	57 16
SEMI	$V_{ref1}$	0%	88	11	23	90	13	23
	$V_{ref2}$	0%	87 -1	12 1	25 2	87 -3	16 3	29 6
	$V_{conf}$	0%	86 -2	18 7	32 9	87 -3	18 5	31 8

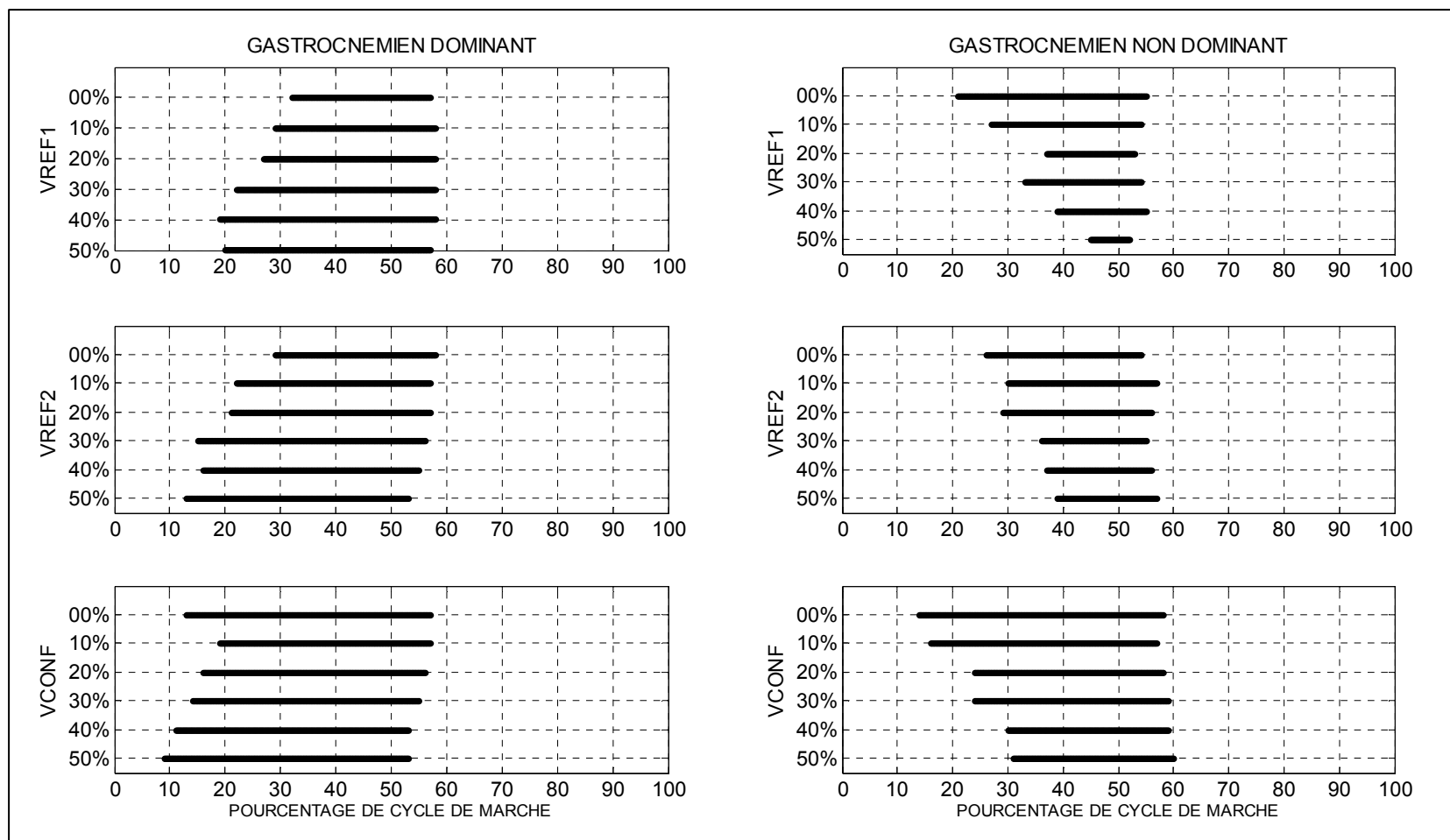
*GAST* désigne le Gastrocnémien, *TIB* le Tibialis antérieur, *SEMI* le Semi-tendineux. Les colonnes  $D_{act}$ ,  $F_{act}$  indiquent le moment où a lieu le début et la fin d'activation du muscle. *Durée* indique la durée d'activation du muscle et ce exprimé en %<sub>CDM</sub>. La colonne  $\Delta$ % indique la variation de la variable correspondante par rapport à celle produite à l'essai  $V_{ref1}$  où le taux d'asymétrie est 0%.

Tableau 4.17 Activation du droit antérieur pour les essais symétriques

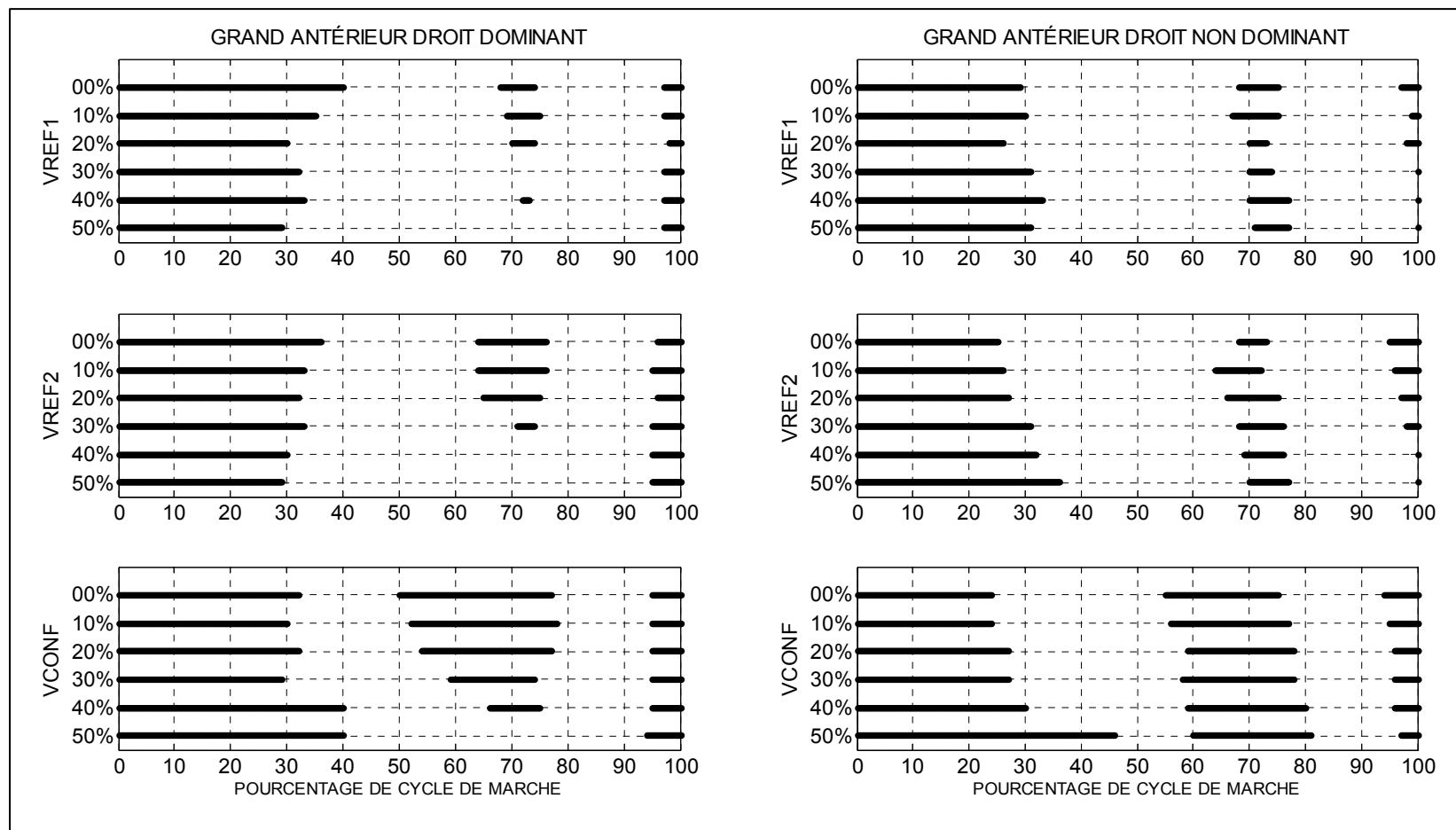
		CÔTÉ DOMINANT											
		Fin appui - Début envol						Fin envol - Début appui					
		D <sub>act</sub>	Δ %	F <sub>act</sub>	Δ %	Durée	Δ %	D <sub>act</sub>	Δ %	F <sub>act</sub>	Δ %	Durée	Δ %
Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	D <sub>act</sub>	Δ %	F <sub>act</sub>	Δ %	Durée	Δ %	D <sub>act</sub>	Δ %	F <sub>act</sub>	Δ %	Durée	Δ %
V <sub>ref1</sub>	0%	68		74		6		97		40		43	
V <sub>ref2</sub>	0%	64	-4	76	2	12	6	96	-1	36	-4	40	-3
V <sub>conf</sub>	0%	50	-18	77	3	27	21	95	-2	32	-8	37	-6

		CÔTÉ NON DOMINANT											
		Fin appui - Début envol						Fin envol - Début appui					
		D <sub>act</sub>	Δ %	F <sub>act</sub>	Δ %	Durée	Δ %	D <sub>act</sub>	Δ %	F <sub>act</sub>	Δ %	Durée	Δ %
Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	D <sub>act</sub>	Δ %	F <sub>act</sub>	Δ %	Durée	Δ %	D <sub>act</sub>	Δ %	F <sub>act</sub>	Δ %	Durée	Δ %
V <sub>ref1</sub>	0%	68		75		7		97		29		34	
V <sub>ref2</sub>	0%	68	0	73	-2	5	-2	95	-2	25	-4	30	-4
V <sub>conf</sub>	0%	55	-13	75	0	20	13	94	-3	24	-5	30	-4

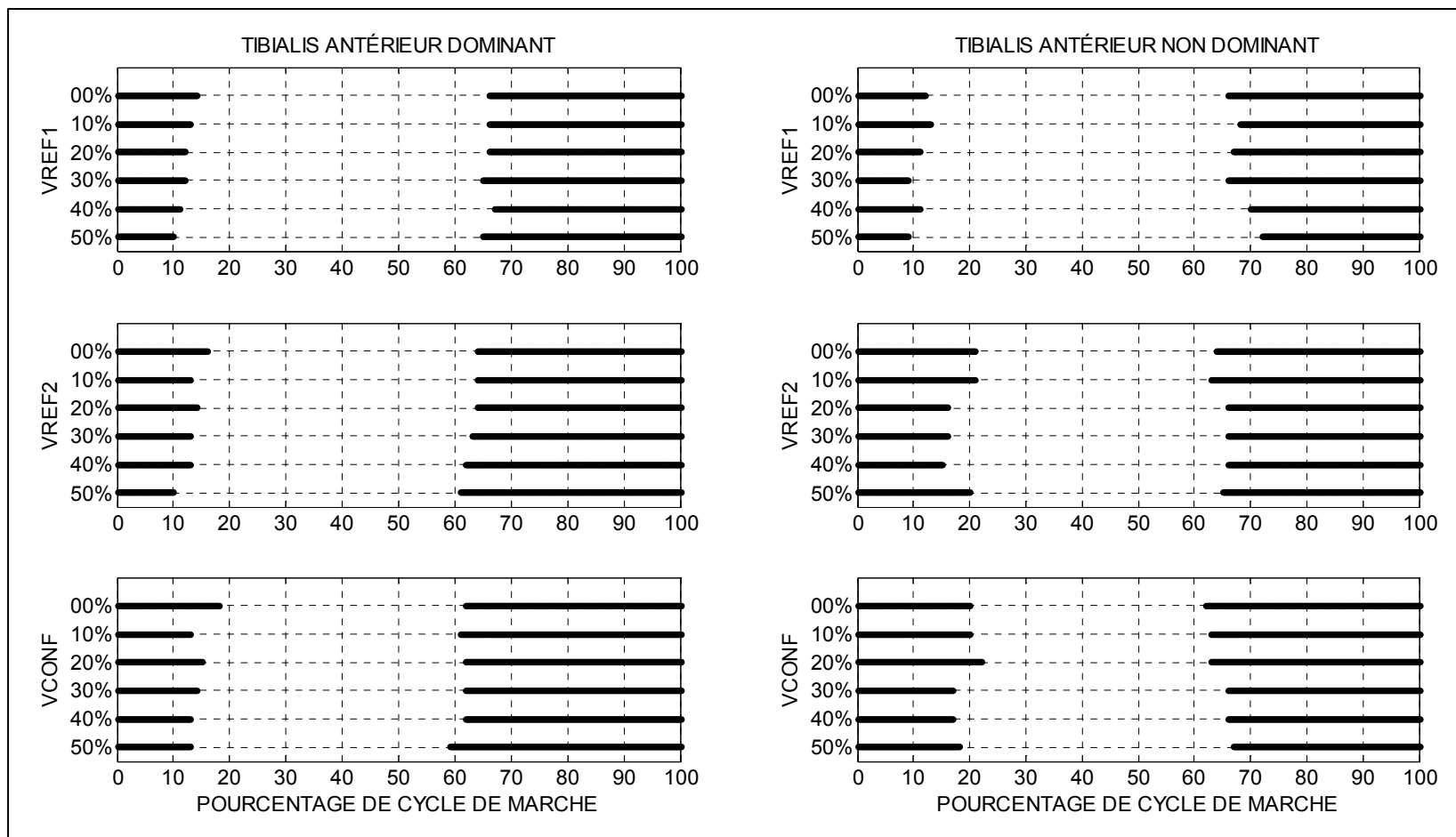
Les colonnes  $D_{act}$ ,  $F_{act}$  indiquent le moment où a lieu le début et la fin d'activation du muscle. *Durée* indique la durée d'activation du muscle et ce exprimé en %<sub>CDM</sub>. La colonne  $\Delta \%$  indique la variation de la variable correspondante par rapport à celle produite à l'essai  $V_{ref1}$  où le taux d'asymétrie est 0%.



**Figure 4.21 Activation du gastrocnémien pour tous les essais de marche.**



**Figure 4.22 Activation du droit antérieur pour tous les essais de marche.**



**Figure 4.23 Activation du tibialis antérieur pour tous les essais de marche.**



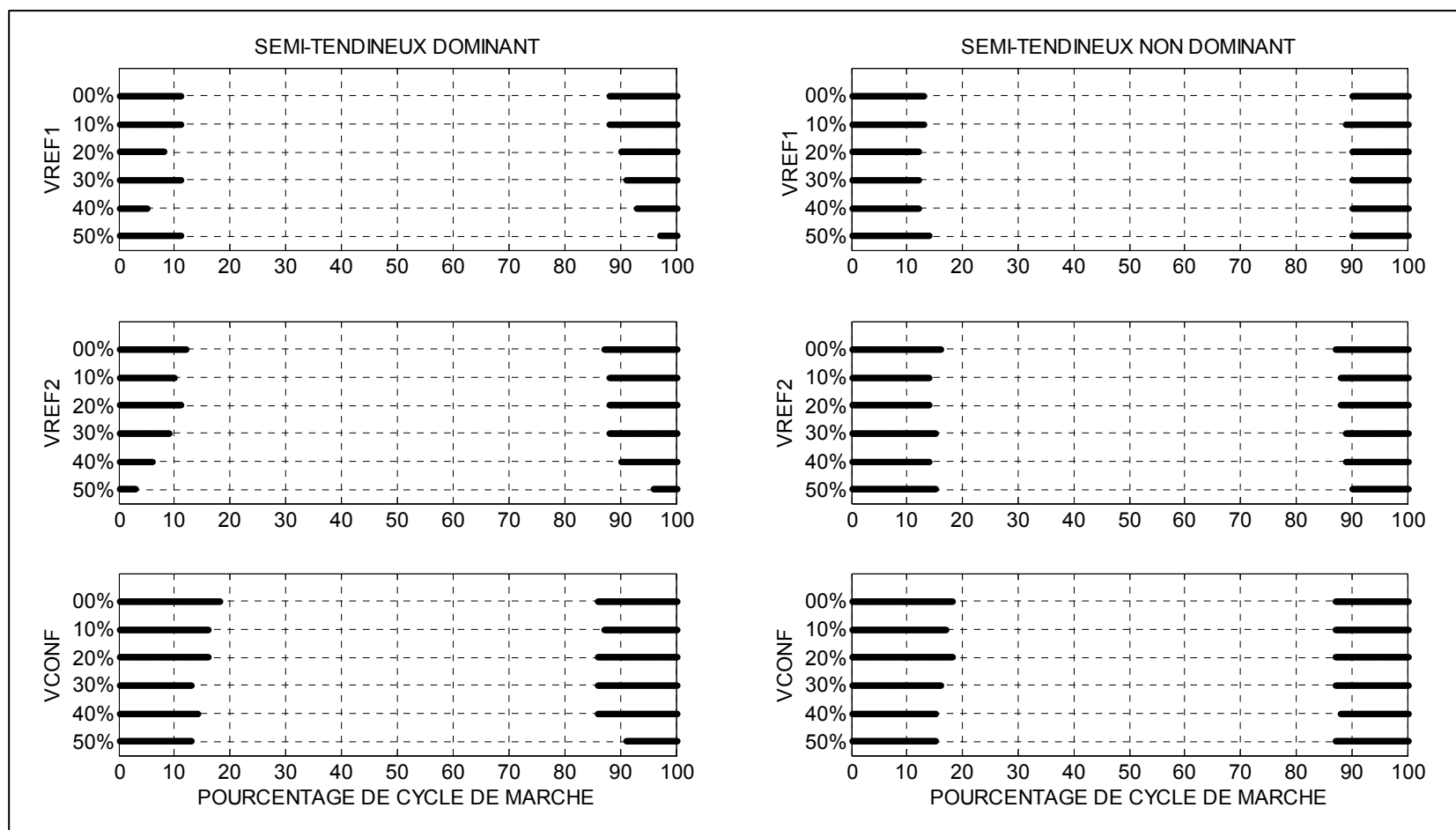


Figure 4.24 Activation du semi-tendineux pour tous les essais de marche.

Tableau 4.18 Activation du gastrocnémien

Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		$D_{act}$	$\Delta \%$	$F_{act}$	$\Delta \%$	Durée	$\Delta \%$	$D_{act}$	$\Delta \%$	$F_{act}$	$\Delta \%$	Durée	$\Delta \%$
$V_{ref1}$	0%	32		57		25		21		55		34	
	10%	29	-3	58	1	29	4	27	6	54	-1	27	-7
	20%	27	-5	58	1	31	6	37	16	53	-2	16	-18
	30%	22	-10	58	1	36	11	33	12	54	-1	21	-13
	40%	19	-13	58	1	39	14	39	18	55	0	16	-18
	50%	20	-12	57	0	37	12	45	24	52	-3	7	-27
$V_{ref2}$	0%	29		58		29		26		54		28	
	10%	22	-7	57	-1	35	6	30	4	57	3	27	-1
	20%	21	-8	57	-1	36	7	29	3	56	2	27	-1
	30%	15	-14	56	-2	41	12	36	10	55	1	19	-9
	40%	16	-13	55	-3	39	10	37	11	56	2	19	-9
	50%	13	-16	53	-5	40	11	39	13	57	3	18	-10
$V_{conf}$	0%	13		57		44		14		58		44	
	10%	19	6	57	0	38	-6	16	2	57	-1	41	-3
	20%	16	3	56	-1	40	-4	24	10	58	0	34	-10
	30%	14	1	55	-2	41	-3	24	10	59	1	35	-9
	40%	11	-2	53	-4	42	-2	30	16	59	1	29	-15
	50%	9	-4	53	-4	44	0	31	17	60	2	29	-15

Les colonnes  $D_{act}$ ,  $F_{act}$  indiquent le moment où a lieu le début et la fin d'activation du muscle. *Durée* indique la durée d'activation du muscle et ce exprimé en %<sub>CDM</sub>. La colonne  $\Delta\%$  indique la variation de la variable par rapport à celle produite à l'essai où le taux d'asymétrie est 0% pour la vitesse de référence correspondante.

Tableau 4.19 Activation du tibialis antérieur

Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		$D_{act}$	$\Delta \%$	$F_{act}$	$\Delta \%$	Durée	$\Delta \%$	$D_{act}$	$\Delta \%$	$F_{act}$	$\Delta \%$	Durée	$\Delta \%$
$V_{ref1}$	0%	66		14		48		66		12		46	
	10%	66	0	13	-1	47	-1	68	2	13	1	45	-1
	20%	66	0	12	-2	46	-2	67	1	11	-1	44	-2
	30%	65	-1	12	-2	47	-1	66	0	9	-3	43	-3
	40%	67	1	11	-3	44	-4	70	4	11	-1	41	-5
	50%	65	-1	10	-4	45	-3	72	6	9	-3	37	-9
$V_{ref2}$	0%	64		16		52		64		21		57	
	10%	64	0	13	-3	49	-3	63	-1	21	0	58	1
	20%	64	0	14	-2	50	-2	66	2	16	-5	50	-7
	30%	63	-1	13	-3	50	-2	66	2	16	-5	50	-7
	40%	62	-2	13	-3	51	-1	66	2	15	-6	49	-8
	50%	61	-3	10	-6	49	-3	65	1	20	-1	55	-2
$V_{conf}$	0%	62		18		56		62**		20		58	
	10%	61	-1	13	-5	52	-4	63	1	20	0	57	-1
	20%	62	0	15	-3	53	-3	63	1	22	2	59	1
	30%	62	0	14	-4	52	-4	66	4	17	-3	51	-7
	40%	62	0	13	-5	51	-5	66	4	17	-3	51	-7
	50%	59	-3	13	-5	54	-2	67	5	18	-2	51	-7

Les colonnes  $D_{act}$ ,  $F_{act}$  indiquent le moment où a lieu le début et la fin d'activation du muscle. *Durée* indique la durée d'activation du muscle et ce exprimé en %<sub>CDM</sub>. La colonne  $\Delta\%$  indique la variation de la variable par rapport à celle produite à l'essai où le taux d'asymétrie est 0% pour la vitesse de référence correspondante.

Tableau 4.20 Activation du droit antérieur

		CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		Début envol			Fin envol - Début appui			Début envol			Fin envol - Début appui		
Vitesse	T <sub>asym</sub>	D <sub>act</sub> Δ	F <sub>act</sub> Δ	D Δ	D <sub>act</sub> Δ	F <sub>act</sub> Δ	D Δ	D <sub>act</sub> Δ	F <sub>act</sub> Δ	D Δ	D <sub>act</sub> Δ	F <sub>act</sub> Δ	D Δ
V <sub>ref1</sub>	0%	68		6	97	40	43	68	75	7	97	29	32
	10%	69 1	75 1	6 0	97 0	35 -5	38 -5	67 -1	75 0	8 1	99 2	30 1	31 -1
	20%	70 2	74 0	4 -2	98 1	30 -10	32 -11	70 2	73 -2	3 -4	98 1	26 -3	28 -4
	30%				97 0	32 -8	35 -8	70 2	74 -1	4 -3	100 3	31 2	31 -1
	40%	72 4	73 -1	1 -5	97 0	33 -7	36 -7	70 2	77 2	7 0	100 3	33 4	33 1
	50%				97 0	29 -11	32 -11	71 3	77 2	6 -1	100 3	31 2	31 -1
V <sub>ref2</sub>	0%	64		12	96	36	40	68	73	5	95 <sup>*</sup>	25	30
	10%	64 0	76 0	12 0	95 -1	33 -3	38 -2	64 -4	72 -1	8 3	96 1	26 1	30 0
	20%	65 1	75 -1	10 -2	96 0	32 -4	36 -4	66 -2	75 2	9 4	97 2	27 2	30 0
	30%	71 7	74 -2	3 -9	95 -1	33 -3	38 -2	68 0	76 3	8 3	98 3	31 6	33 3
	40%				95 -1	30 -6	35 -5	69 1	76 3	7 2	100 5	32 7	32 2
	50%				95 -1	29 -7	34 -6	70 2	77 4	7 2	100 5	36 11	36 6
V <sub>conf</sub>	0%	50		27	95	32	37	55	75	20	94 <sup>*</sup>	24 <sup>**</sup>	30
	10%	52 2	78 1	26 -1	95 0	30 -2	35 -2	56 1	77 0	21 1	95 1	24 0	29 -1
	20%	54 4	77 0	23 -4	95 0	32 0	37 0	59 4	78 1	19 -1	96 2	27 3	31 1
	30%	59 9	74 -3	15 -12	95 0	29 -3	34 -3	58 3	78 1	20 0	96 2	27 3	31 1
	40%	66 16	75 -2	9 -18	95 0	40 8	45 8	59 4	80 3	21 1	96 2	30 6	34 4
	50%				94 -1	40 8	46 9	60 5	81 4	21 1	97 3	46 22	49 19

Les colonnes  $D_{\text{act}}$ ,  $F_{\text{act}}$  indiquent le moment où a lieu le début et la fin d'activation du muscle. *Durée* indique la durée d'activation du muscle et ce exprimé en % $_{\text{CDM}}$ . La colonne  $\Delta\%$  indique la variation de la variable par rapport à celle produite à l'essai où le taux d'asymétrie est 0% pour la vitesse de référence correspondante. Si les cases sont grisées cela signifie qu'il n'y a pas eu d'activation.

Tableau 4.21 Activation du semi-tendineux

Vitesse de référence	Taux d'asymétrie	CÔTÉ DOMINANT						CÔTÉ NON DOMINANT					
		$D_{act}$	$\Delta \%$	$F_{act}$	$\Delta \%$	Durée	$\Delta \%$	$D_{act}$	$\Delta \%$	$F_{act}$	$\Delta \%$	Durée	$\Delta \%$
$V_{ref1}$	0%	88		11		23		90		13		23	
	10%	88	0	11	0	23	0	89	-1	13	0	24	1
	20%	90	2	8	-3	18	-5	90	0	12	-1	22	-1
	30%	91	3	11	0	20	-3	90	0	12	-1	22	-1
	40%	93	5	5	-6	12	-11	90	0	12	-1	22	-1
	50%	97	9	11	0	14	-9	90	0	14	1	24	1
$V_{ref2}$	0%	87		12		25		87		16		29	
	10%	88	1	10	-2	22	-3	88	1	14	-2	26	-3
	20%	88	1	11	-1	23	-2	88	1	14	-2	26	-3
	30%	88	1	9	-3	21	-4	89	2	15	-1	26	-3
	40%	90	3	6	-6	16	-9	89	2	14	-2	25	-4
	50%	96	9	3	-9	7	-18	90	3	15	-1	25	-4
$V_{conf}$	0%	86		18		32		87		18		31	
	10%	87	1	16	-2	29	-3	87	0	17	-1	30	-1
	20%	86	0	16	-2	30	-2	87	0	18	0	31	0
	30%	86	0	13	-5	27	-5	87	0	16	-2	29	-2
	40%	86	0	14	-4	28	-4	88	1	15	-3	27	-4
	50%	91	5	13	-5	22	-10	87	0	15	-3	28	-3

Les colonnes  $D_{act}$ ,  $F_{act}$  indiquent le moment où a lieu le début et la fin d'activation du muscle. *Durée* indique la durée d'activation du muscle et ce exprimé en %<sub>CDM</sub>. La colonne  $\Delta\%$  indique la variation de la variable par rapport à celle produite à l'essai où le taux d'asymétrie est 0% pour la vitesse de référence correspondante.

## CHAPITRE 5

### DISCUSSION

La marche sur tapis roulant en fonctionnement asymétrique modifie le patron de marche produit lors de la même marche sur un tapis roulant en mode symétrique. Cependant, les variables étudiées peuvent évoluer différemment l'une de l'autre. L'évolution des paramètres temporels ainsi que ceux de l'activité électromyographique, lorsque l'on impose un taux d'asymétrie à incrément régulier, évoluent de la même façon, que ce que l'on a pu observer dans les précédentes études pour de forts taux d'asymétrie, à l'exception de la durée de double appui. Pour ce qui est des paramètres spatiaux, la méthode de calcul développée par le LIO permet de trouver des valeurs conformes à ce qui est donné dans la littérature pour la marche sur sol. Le comportement de ces variables spatiales calculées par la méthode du LIO diffère de celui observé pour ces mêmes variables calculées par la méthode de Reisman. Les forces de réaction sol nous permettent d'observer que lorsque le taux d'asymétrie augmente la jambe dominante fournit de plus en plus d'effort dans l'axe antéropostérieur comparativement à la jambe non dominante qui semble être passive en fournissant un effort minimum.

#### 5.1 Comparaison des méthodes de Reisman vs LIO

En nous basant sur la littérature (Perry, 1992) la longueur de pas est définie comme étant la distance entre deux contacts consécutifs de chaque talon projetée sur l'axe antéro-postérieur (un contact talon gauche suivi d'un contact talon droit et vice versa), nous constatons ici que la longueur de pas ne peut être mesurée que si nous avons deux événements distincts : le premier événement étant un contact talon et le deuxième événement étant le contact talon suivant du pied opposé.

Selon la méthode utilisée par Reisman (2005, 2007, 2009) la « *longueur de pas modifiée* » est définie comme étant « la distance dans l'axe de la locomotion entre les deux marqueurs des

*malléoles au moment du contact talon au sol d'un pied* ». Selon cette méthode la longueur de pas est une distance entre deux repères anatomiques à un seul instant donné et non plus une distance prise entre deux événements. Cependant si nous détaillons davantage la définition modifiée de Reisman, nous nous apercevons qu'en termes de valeurs cette méthode permet de trouver une amplitude proche de la réalité, car il prend grossièrement la distance entre deux appuis de pieds opposés. Or, un des deux pieds vient toucher le sol alors que l'autre est en train de décoller le talon : donc, il ne prend pas deux événements similaires pour chacune des jambes afin de délimiter le pas. Pour se rapprocher de la réalité, Reisman aurait dû rajouter la distance parcourue par la malléole entre le moment où le pied est à plat (juste avant le décollement du talon), et le moment où le talon est décollé et que le pied opposé vient toucher le sol. Car si le sujet soulève beaucoup son talon avant le contact au sol du pied opposé l'erreur de calcul peut être importante ; alors que si le talon est faiblement soulevé, l'erreur de calcul serait plus faible.

Ainsi nous pourrions croire que les valeurs calculées selon la méthode de Reisman pourraient être des longueurs de pas car d'un point de vue d'amplitudes elles peuvent être valides surtout pour les faibles vitesses de marche. Or si l'on regarde sa définition modifiée, nous nous apercevons que la définition générale de la littérature n'est pas respectée.

En ce qui concerne la méthode du LIO, nous avons pris une distance parcourue par le marqueur du talon entre deux événements identiques pour chacune des jambes. De plus la distance du décollement du talon omise par Reisman, a ici été prise en compte. Cela a permis de calculer une longueur de pas selon la définition de la marche sur sol donnée dans la littérature.

A propos de la longueur de foulée, la littérature la définit comme étant la distance entre deux contacts consécutifs du talon au sol pour un même pied projeté sur l'axe antéro-postérieur. Cela correspond aussi à la longueur de deux pas consécutifs. Si l'on s'attarde sur la méthode de « *longueur de foulée modifiée* » de Reisman, elle est définie comme étant « *la distance*

*parcourue dans l'axe de déplacement du marqueur de la malléole entre le moment du contact talon au sol et le décollement du pied ».* Autrement dit Reisman mesure bien une distance entre deux évènements. Ces évènements sont bien deux évènements distincts mais ne sont pas les mêmes. Il y a d'abord un contact talon qui constitue le premier évènement, puis un décollement de pied qui constitue le deuxième évènement. Pour correspondre à la définition de la littérature, Reisman aurait dû commencer par un contact talon puis finir par un contact talon. Si l'on regarde de plus près sa définition, nous observons qu'il s'agit en fait de la distance parcourue pendant la phase d'appui, ce que Zijlstra (Zijlstra et Dietz; 1995) à nommée comme étant la longueur d'appui.

Comme il est dit que la longueur de foulée est aussi égale à la longueur de deux pas successifs et que la méthode du LIO pour calculer les pas est très proche de la définition donnée dans la littérature, nous avons préféré prendre cette définition pour calculer la foulée.

Ainsi en comparant nos résultats avec ceux acquis dans d'autres articles avec notre méthode, nous trouvons une longueur de foulée de 1460mm pour une vitesse de marche de confort de 1,42m/s. Stolze (1997) trouve 1557mm mais pour une marche de confort de 1,5m/s. Soit pour une vitesse de 5,33% supérieure à la nôtre, il trouve une longueur de foulée de 6,2% supérieure à la nôtre. Pépin (Pépin et al., 2003) ne donne pas de chiffre exact mais une lecture de graphique permet d'observer qu'il a mesuré une longueur de foulée de 1,5m pour une vitesse de marche de 1,5m/s. Soit pour une vitesse de 5,33% supérieure à la nôtre, il trouve une longueur de foulée de 2,66% supérieure à la nôtre. Nous pouvons donc dire que notre méthode de longueur de foulée coïncide bien avec ce qui a été publié par le passé dans la littérature.



## 5.2 Comportement spatio-temporel

### **Fonctionnement symétrique**

En fonctionnement symétrique lorsque la vitesse de référence augmente, les résultats montrent que la fréquence de marche augmente ce qui permet de réduire la durée de cycle venant confirmer ce qui a été trouvé dans le passé (Dietz et al.; 1994; Zijlstra et Dietz, 1995; Pépin et al.; 2003). En pourcentage de cycle de marche la durée d'oscillation augmente légèrement et la durée d'appui diminue, par conséquent, de la même amplitude. La durée de double appui diminue aussi lorsque la vitesse de référence augmente. De plus la longueur des pas augmente, et, de ce fait, la longueur de foulée aussi, puis la largeur de pas diminue légèrement. Les comportements de toutes ces valeurs spatiotemporelles viennent confirmer ceux observés par Nilsson et Thorstensson (1987) aux vitesses de marche faible, c'est à dire 1m/s et 1,5m/s, à l'exception de largeur et longueur de pas car ils ne les ont pas mesurées.

### **Fonctionnement asymétrique**

En fonctionnement asymétrique, il est observé une nouvelle coordination des jambes qui entraîne un patron de la marche différent de celui produit pour une marche sur tapis roulant en fonctionnement symétrique. Ainsi nous observons que la durée du cycle de marche augmente de façon linéaire lorsque le taux d'asymétrie augmente, et ce, significativement pour toutes les vitesses de référence. Du côté dominant nous observons une durée d'oscillation qui augmente significativement de façon linéaire en fonction de la vitesse de la courroie non dominante correspondante, et une durée d'appui qui diminue significativement de façon linéaire. A l'inverse, du côté non dominant, nous avons une durée d'oscillation qui diminue significativement de façon linéaire en fonction de la vitesse de la courroie non dominante correspondante, et une durée d'appui qui augmente significativement de façon linéaire.

D'après la Figure 4.3 nous avons pu montrer que les durées de double appui dominant et non dominant ne semblent pas évoluer de façon linéaire en fonction du taux d'asymétrie. Il semblerait que ces durées évoluent suivant une loi quadratique lorsque le taux d'asymétrie augmente. Nous observons une légère augmentation de ces valeurs pour de faibles taux d'asymétrie ( $T_{\text{asym}}=10\%$ , ou  $20\%$ ) puis une très légère diminution ou stabilisation de ces valeurs pour des taux d'asymétrie plus grands ( $T_{\text{asym}}=30\%$ ,  $40\%$ , et  $50\%$ ). Les variations sont plus marquées du côté dominant, quoique très légères ( $\Delta_{\text{max}} < 2\%_{\text{CDM}}$ ) que de celles du côté non dominant ( $\Delta_{\text{max}} < 0,5\%_{\text{CDM}}$ ). Les valeurs de double appui sont similaires à  $T_{\text{asym}} = 00\%$  puis divergent l'une de l'autre pour les premiers taux d'asymétrie ( $T_{\text{asym}}=10\%$ ,  $20\%$ ,  $30\%$ ), puis leurs écarts se stabilisent pour les taux d'asymétrie plus grands ( $T_{\text{asym}}=30\%$ ,  $40\%$ , et  $50\%$ ) à une différence de  $1\%$  à  $2\%$  de cycle de marche ; notons cependant que la durée double appui du côté dominant est toujours légèrement plus grande que celle du côté non dominant.

Toutes ces valeurs spatiales se modifient par rapport aux taux d'asymétrie et la vitesse de référence. Leurs variations restent faibles par rapport à la vitesse de référence mais leurs variations sont plus prononcées par rapport aux taux d'asymétrie. Par ailleurs, en ce qui concerne les variables spatiales, le taux d'asymétrie montre une influence de comportement plus grande, comparativement à la vitesse de référence.

Ces résultats semblent très intéressants aux vues de ce qui a été publié par le passé (Zijlstra et Dietz, 1995; Reisman et al.; 2007). En effet, si l'on regarde les valeurs trouvées par Reisman pour l'essai asymétrique à vitesse rapide  $= 1\text{m/s}$  et vitesse lente  $= 0,5\text{m/s}$  qui correspond pour nous aux essais à  $V_{\text{ref}2}$  et  $T_{\text{asym}}=50\%$  nous avons des valeurs sensiblement égales pour les durées d'appui et de double appui.

À noter que les valeurs d'appui de Reisman sont légèrement plus faibles (Voir Tableau 5.1). Cela provient peut être de la méthode de détection de la durée d'appui : alors que notre méthode (la méthode du LIO) a utilisé des plateformes de force pour détecter les phases d'appui où la force devait être supérieure à  $2\%_{\text{CP}}$ , Reisman a détecté les phases d'appui à

l'aide de semelles de pression. Ceci pourrait expliquer que les durées d'oscillation sont légèrement supérieures pour Reisman par rapport à celles obtenues par notre méthode. En ce qui concerne les valeurs de double appui, la lecture du graphique de Reisman (Reisman et al., 2005, p.2410, fig 6.A) ne nous permet pas de lire les valeurs avec précision, mais l'on peut remarquer que la durée de double appui de la jambe dominante (%<sub>CDM</sub>) moins celle de la jambe non dominante est centrée sur 0 entre la 4<sup>ème</sup> minute et la 10<sup>ème</sup> minute avec une étendue comprise entre [-5%<sub>CDM</sub> ; +5%<sub>CDM</sub>]. Les valeurs du LIO donnent une différence de 1,17%<sub>CDM</sub>.

Quant aux valeurs de Zijlstra, elles sont difficilement comparables car elles ont été prises durant les 20 derniers cycles de marche au cours de la première minute de l'exercice de marche, or, nous savons qu'un temps d'adaptation de 2 à 3 minutes est nécessaire pour s'habituer aux conditions de marche et stabiliser toutes les variables spatiotemporelles (Reisman et al. 2005; 2007; 2009).

Tableau 5.1 Synthèse de valeurs temporelles obtenues par Reisman, Zijlstra, le LIO

Valeurs pour l'essai Vitesse dominante=1m/s et Vitesse non dominante=0,5m/s

Méthode	Côté	Durée de cycle s	Fréq Hz	DURÉE						
				Oscillation		Appui		Double appui		
				s	% <sub>CDM</sub>	s	% <sub>CDM</sub>	s	% <sub>CDM</sub>	D%-ND%
Reisman	D				42,00		58,00			[-5 +5]
	ND				32,00		68,00			
LIO	D	1,42	0,71	0,54	37,82	0,88	62,18	0,25	17,49	1,22
	ND			0,41	28,56	1,01	71,44	0,23	16,27	
Zijlstra	D	1,25	0,80	0,52	41,60	0,73	58,40	0,17	13,60	-2,40
	ND			0,45	36,00	0,80	64,00	0,20	16,00	

La colonne *Fréq* désigne la fréquence de marche en Hz qui correspond à l'inverse de la durée de cycle. La colonne *D%-ND%* désigne la différence des longueurs de double appui en pourcentage de cycle de marche (%<sub>CDM</sub>) du côté dominant et celui non dominant. Les valeurs en s sont en seconde.

Pour les valeurs spatiales en fonctionnement asymétrique, plus le taux d'asymétrie augmente plus les longueurs de foulées diminuent linéairement, et ce, de façon significative. Les

longueurs de pas des côtés dominant et non dominant diminuent aussi à mesure que le taux d'asymétrie augmente. Cependant la diminution est beaucoup plus marquée sur la jambe dominante que sur la jambe non dominante. Autrement dit, le pas dominant est beaucoup plus sensible aux taux d'asymétrie imposés que le pas non dominant. Ceci peut s'expliquer par le fait que la jambe non dominante, positionnée sur la courroie lente, est moins déstabilisée par la vitesse de la courroie et dispose de plus de temps pour réaliser son pas. La jambe dominante, qui est placée sur la courroie rapide, est déstabilisée par la vitesse et se dépêche de réaliser son pas, quitte à faire un pas plus court, pour revenir le plus vite possible dans un environnement moins déstabilisant, à savoir la phase de pas non dominant. La largeur de pas semble être légèrement sensible aux taux d'asymétrie : lorsque le taux d'asymétrie augmente les largeurs de pas augmentent légèrement. Ceci est remarquable seulement si l'on compare les taux d'asymétrie  $T_{\text{asym}}=0\%$  et  $T_{\text{asym}}=50\%$ . Cette faible variation doit être due au fait que l'on demandait au sujet de bien positionner les pieds sur chacune des courroies. De ce fait ils ont dû conserver un pas large pour suivre la consigne donnée, évitant de modifier fortement cette variable d'étude en fonction du taux d'asymétrie imposé. De plus, les changements ne sont pas significatifs et ne semblent pas suivre de courbe linéaire ou quadratique.

### **5.3 Prédicibilité des variables spatiotemporelles**

Il ressort que certaines variables sont plus ou moins prédictibles. A savoir que la moins prédictible est la largeur de pas. En effet il faut considérer un écart de 28% des valeurs obtenues par les sujets en comparaison avec les valeurs obtenues par le groupe pour avoir 90% des valeurs. Cependant il ne faut pas oublier que les valeurs de la largeur de pas restent relativement faibles et le moindre écart de quelques millimètres peut engendrer un gros écart en pourcentage par rapport aux valeurs obtenues par le groupe lors des « leave one out ».

La durée de cycle est aussi difficilement prédictible au vue des résultats. Ceci semble normal, car c'est la seule variable qui ne soit pas normée. Une analyse de cette variable normée par

rapport à la longueur de jambe des sujets aurait peut être donné de meilleurs résultats en terme de prédiction comme l'a montré Zijlstra (Zijlstra et Dietz, 1995) en comparant les variables normées d'adultes avec celles des enfants, prouvant qu'il n'y avait pas de différence de comportement une fois que les variables étaient normalisées.

Par contre, la durée d'appui ainsi que la durée d'oscillation ont montré de bons résultats. En effet, après analyse nous avons vu que 90% des valeurs obtenues par les sujets, comparativement avec les valeurs obtenues par le groupe, n'avaient qu'un écart inférieur ou égal à 5% pour la durée d'appui et de 8,5% pour la durée d'oscillation.

Pour les autres variables restantes temporelles, ou bien spatiales, c'est-à-dire les durées de double appui ainsi que les longueurs de pas et de foulée, ont sensiblement les mêmes évolutions et sont moins prédictibles. En effet, pour obtenir des écarts de valeurs des sujets inférieurs ou égaux à 5% par rapport aux valeurs obtenues par le groupe nous avons un taux variant de 50% à 70% suivant les valeurs. Pour obtenir un taux de 90%, il faut considérer des écarts de valeurs des sujets compris entre 10% et 13% par rapport aux valeurs obtenues par le groupe.

#### **5.4 Les forces de réaction au sol**

En modifiant les vitesses de références ou bien les taux d'asymétrie, les forces de réaction au sol s'en trouvent modifiées.

##### **Fonctionnement symétrique**

Plus la vitesse de référence est ralentie moins l'amplitude des pics de forces est prononcée (Voir tableau 4.12). En termes d'amplitude de modification des pics de forces, la force verticale est la moins sensible aux changements de vitesses, quant à la force

antéropostérieure, elle est la plus sensible aux changements de vitesses de marche (Nilsson et Thorstensson, 1989).

La diminution des pics montre qu'à vitesse lente, comparativement à vitesse rapide, le sujet a plus de temps pour exécuter son mouvement de cycle de marche, ce qui lui permet de poser plus délicatement ses jambes sur les courroies du tapis roulant et ainsi générer des pics de forces réduit.

Cela se traduit pour le pic postérieur par un besoin réduit de s'opposer au sens de déplacement de la courroie lors de la phase de chargement d'une part. D'autre part, pour le pic antérieur par un besoin réduit de se propulser avant la phase d'oscillation pour assurer sa progression. Il en va de même pour les pics médial et latéral, qui caractérisent la force générée pour permettre le transfert du poids du corps d'une jambe sur l'autre. Ainsi leurs diminutions montrent que plus la vitesse de défilement des courroies est faible moins le sujet a besoin de générer une force importante pour réaliser le transfert de poids et utilise mieux la vitesse de marche acquise en exerçant une force moindre comparativement aux vitesses rapides. La diminution des pics verticaux indique aussi que le sujet, à vitesse lente, dépose plus délicatement son pied au sol lors de la phase de chargement, et exerce une poussée moindre avant la phase d'envol.

En termes d'occurrence de réalisation du pic de force, nous observons des pics qui se réalisent légèrement plus tôt dans le cycle de marche (%CDM) lorsque la vitesse augmente surtout pour les forces verticales et antéropostérieures. Par contre, si l'on regarde la réalisation des pics par rapport aux durées des phases appui observées dans les mêmes conditions de marche symétrique, nous nous apercevons qu'en fait, les pics se produisent sensiblement toujours aux mêmes moments durant cette phase de marche.

Les comportements observés ici pour les toutes les forces (amplitudes des pics et occurrences) viennent confirmer ce qui a été observé par Nilsson et Thorstensson (1989) pour des vitesses de marche de 1m/s et 1,5m/s.

Nous pouvons donc admettre qu'en fonctionnement symétrique les amplitudes des pics de forces sont sensibles à la vitesse de marche, alors que les occurrences des pics de force en %<sub>CDM</sub> ne le sont pas.

### **Fonctionnement asymétrique**

A mesure que le taux d'asymétrie augmente, il est observé que les pics latéraux dominant et non dominant ne varient pas de la même amplitude. Pour le côté dominant l'amplitude est fortement réduite alors que pour le côté non dominant elle est plus faiblement réduite. Cela peut s'expliquer par le fait que la jambe dominante qui est rapide, est plus perturbée par la vitesse de la courroie que la jambe non dominante, qui elle est sur la courroie lente. En effet, une constatation visuelle durant les expérimentations, puis vérifiée à l'aide de VICON a montré que plus l'écart était grand entre les vitesses des courroies plus le sujet semblait anticiper le mouvement de la courroie, et attaquait la courroie rapide vraiment dans l'axe de locomotion afin d'être moins perturbé dans sa marche, diminuant ainsi les forces de cisaillement latérales durant l'attaque au sol du pied dominant. Le pied non dominant qui prend beaucoup plus de temps pour toucher le sol, se retrouve moins perturbé par le taux d'asymétrie ce qui génère un pic latéral plus faiblement diminué que celui produit par le dominant.

Le pic médial de chaque côté se comporte différemment lui aussi. Ainsi le côté dominant, qui prend moins de temps pour réaliser son cycle de marche, doit générer une force pour permettre le transfert du poids du corps de la jambe dominante vers la jambe non dominante. Alors que la jambe non dominante prend de plus en plus de temps pour réaliser le transfert du poids corporel de la jambe dominante vers la jambe non dominante à mesure que le taux

d'asymétrie augmente, on assiste à une diminution du pic médial. Ainsi ce comportement semblerait montrer que le pic de force latéral dominant et le pic médial non dominant seraient plus sensibles aux taux d'asymétrie.

Les forces antéropostérieures sont les forces qui sont les plus sensibles aux modifications des taux d'asymétrie que ce soit, aussi bien pour le timing, que pour l'amplitude des pics de forces. Ceci semble être logique car c'est sur cet axe que les modifications des vitesses des courroies agissent principalement, c'est-à-dire sur l'axe de la locomotion. Cependant notons des comportements différents pour chacune des jambes à mesure que le taux d'asymétrie augmente. Ainsi lorsque l'asymétrie grandit, le pic postérieur qui se réalise durant la phase de chargement se produit de plus en plus tôt pour la jambe dominante ( $p < 0,001$  pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ ) alors que pour la jambe non dominante ce pic se produit toujours au même moment quel que soit le taux d'asymétrie imposé. L'amplitude des pics se réduit à mesure que  $T_{asym}$  augmente pour les deux jambes mais cette variation est beaucoup plus marquée pour la jambe non dominante ( $p < 0,001$  pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ ) que pour la jambe dominante. Pour le pic antérieur, les deux jambes ont des comportements différents (Voir Figure 4.18). Ainsi lorsque l'asymétrie grandit, le pic antérieur qui se réalise durant la fin de la phase d'appui pour préparer la propulsion du sujet, se produit de plus en plus tôt pour la jambe dominante ( $p < 0,007$  pour  $V_{ref1}$  et  $p < 0,001$  pour  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ ) alors que pour la jambe non dominante ce pic se produit de plus en plus tard. Au sujet du côté dominant, à mesure que  $T_{asym}$  augmente, l'amplitude des pics se réduit légèrement pour  $V_{conf}$ , pour  $V_{ref2}$  le pic reste sensiblement constant, et pour  $V_{ref1}$  le pic se réduit légèrement. Pour la jambe non dominante l'amplitude des pics se réduit considérablement à mesure que  $T_{asym}$  augmente ( $p < 0,001$  pour  $V_{ref1}$ ,  $V_{ref2}$  et  $V_{conf}$ ).

Cela indique que le sujet est beaucoup plus perturbé par la courroie rapide du tapis roulant que par la courroie lente. Plus l'asymétrie est grande, plus le sujet produit un grand pic postérieur pour assurer sa stabilité de marche du côté dominant, comparativement au côté non dominant, et ce, de façon de plus en plus rapide durant le cycle de marche à mesure que



$T_{\text{asym}}$  croît, alors que le pic du côté non dominant reste constant. Puis la jambe dominante produit le pic antérieur nécessaire à la propulsion de façon beaucoup plus prononcée et beaucoup plus tôt durant le cycle de marche que celui produit du côté non dominant, qui lui, est retardé, à mesure que l'asymétrie augmente. Autrement dit, à mesure que l'asymétrie augmente, la jambe dominante génère plus de force, et ce, de plus en plus tôt, afin de poursuivre une marche en avant. Quant à la jambe non dominante, elle semble moins intervenir dans la propulsion de la marche, devenant ainsi esclave de la jambe dominante.

Les premiers pics verticaux produits par chaque jambe qui ont lieu au chargement se produisent toujours au même moment quel que soit le taux d'asymétrie. En revanche l'amplitude du pic vertical générée par le côté dominant diminue ( $p < 0,07$  pour  $V_{\text{ref2}}$  et  $p < 0,001$  pour  $V_{\text{conf}}$ ) à mesure que le taux d'asymétrie augmente ; alors que l'amplitude produite par la jambe non dominante reste relativement constante. Le second pic vertical est quant à lui, avancé pour le côté dominant ( $p < 0,001$  pour  $V_{\text{ref1}}$ ,  $V_{\text{ref2}}$  et  $V_{\text{conf}}$ ) et reste sensiblement constant pour le côté non dominant. Par contre les amplitudes de ces pics se réduisent de la même grandeur pour les deux jambes quel que soit le taux d'asymétrie et la vitesse de référence ( $p < 0,007$  pour  $V_{\text{ref2}}$  et  $p < 0,001$  pour  $V_{\text{conf}}$  pour le côté dominant; et  $p < 0,001$  pour  $V_{\text{ref2}}$  et  $V_{\text{conf}}$  pour le côté non dominant).

Durant les expérimentations, il a été observé que plus le taux d'asymétrie augmentait, plus la flexion du genou était marquée au moment de l'attaque au sol du pied dominant, ensuite l'extension du genou n'était pas réalisée totalement comme pour absorber la vitesse rapide de la courroie. Ceci peut expliquer le fait que le premier pic vertical dominant diminue à mesure que le taux d'asymétrie augmente. Par contre la jambe non dominante débutait le pas en étant fortement tendue. Ainsi la jambe non dominante supportait l'ensemble du poids du corps du sujet de la même façon quel que soit le taux d'asymétrie. Ceci pourrait expliquer le fait que le pic reste sensiblement constant. Les deuxièmes pics verticaux produits de chaque côté dans la phase pré-oscillatoire, qui correspond à la phase de double appui, varient de la même façon et de la même amplitude ( $\Delta \%$ ) quelque soit le taux d'asymétrie imposé comparativement aux

valeurs obtenues pour le taux d'asymétrie égal à 0%. Le fait que les deuxième pics verticaux varient de la même façon des deux côtés, quelle que soit la vitesse de référence et le taux d'asymétrie, tout comme pour les durées de double appui, pourrait indiquer un lien entre cette variable et le temps minimal nécessaire pour réaliser le transfert du centre de masse d'une jambe sur l'autre, tout comme cela est supposé pour les durées de double appuis envers le centre de masse (Zijlstra et Dietz, 1995 ; Reisman et al., 2005).

Pour résumer, lorsque le taux d'asymétrie augmente, pour la jambe dominante lors de la pose du pied sur la courroie rapide, le pied semble subir la vitesse de la courroie et génère un faible pic latéral, puis, un fort pic postérieur est créé pour pouvoir assurer le maintien du poids du corps, et un minimum de force médiale est produit pour transférer le poids du corps sur la jambe. De part le défilement rapide de la courroie, le pic antérieur est grand afin d'assurer le sens de locomotion. Comme la jambe n'est pas en extension, le premier pic vertical est réduit. Pour la jambe non dominante, comme la courroie défile à vitesse lente, la jambe est moins déstabilisée par la vitesse et le pic latéral est que très faiblement réduit, générant ainsi un pic latéral plus grand que celui de la jambe dominante, et le pic postérieur est faible car il y a peu de perturbation générée par la vitesse de la courroie lente. Le pic médial est réduit car le transfert peut se faire plus lentement, nécessitant une force moindre que celle produite par la jambe dominante. Ensuite le pic antérieur est faible, le sujet préférant se concentrer sur la pose du pied de la jambe opposée. Comme l'attaque du pied se fait jambe tendue, le premier pic vertical reste constant quel que soit le taux d'asymétrie et la vitesse de référence.

## **5.5 L'activité EMG des muscles**

Le gastrocnémien s'active normalement dans la phase d'appui afin d'absorber le poids du corps du sujet au niveau des articulations du genou et de la cheville. Il prévient le chargement en permettant la flexion du genou et en empêchant la dorsiflexion excessive de la cheville (Perry, 1992). Lorsqu'on est en fin de phase d'appui, l'activation du gastrocnémien se

termine afin de permettre la réalisation de la phase d'oscillation. Ceci permet l'activation du tibialis antérieur qui a pour rôle de mettre la cheville en dorsiflexion pendant la phase d'oscillation. Cette activation se prolonge durant toute la phase d'oscillation, jusqu'au début de la phase d'appui, lors de la phase de chargement (Perry, 1992).

Le droit antérieur qui est un des muscles des quadriceps, intervient dans la flexion de la hanche et dans l'extension du genou. Il s'active à la fin de la phase d'oscillation et durant la phase d'appui afin que la jambe absorbe le poids du sujet pendant la phase de chargement en permettant la flexion de la hanche ; Cela prévient aussi le genou de rentrer en trop grande flexion, n'excédant pas  $15^\circ$ , durant cette phase afin d'absorber le choc de chargement du poids du corps du sujet (Perry, 1992). Le semi tendineux, quant à lui, permet l'extension de la hanche et la flexion du genou. Il débute son activation à la fin de la phase d'oscillation et la termine durant la phase de chargement. Il permet une flexion du genou lors de la phase de chargement et prévient une flexion excessive de la hanche (Perry, 1992).

### **Fonctionnement symétrique**

Lors des marches symétriques lorsque la vitesse de référence augmente nous avons vu que les premiers pics verticaux arrivaient de plus en plus tôt dans le cycle de marche ; autrement dit, la phase de chargement se réalisait plus tôt. Par contre, les deuxièmes pics verticaux arrivaient en même temps quelle que soit la vitesse de référence. Il est donc normal de voir l'activation du gastrocnémien débiter plus tôt et terminer au même moment dans la phase de chargement afin de contrôler la flexion du genou.

Le tibialis antérieur qui s'active en phase d'oscillation montre une activation de plus en plus prématurée durant le cycle de marche à mesure que la vitesse de référence augmente, ce qui correspond avec la réduction de la phase d'appui et l'augmentation de la phase oscillante précédemment calculées. Il termine son activation tôt durant la phase d'activation, laissant le gastrocnémien s'activer à son tour.

Pour la première activation, le droit antérieur s'active légèrement plus tôt à mesure que la vitesse de référence augmente. Autrement dit, il semblerait que, plus la vitesse est lente plus le sujet prend le temps d'activer ce muscle. Ensuite son activation est maintenue durant une partie de la phase d'appui. La fin d'activation intervient de plus en plus tôt durant le cycle de marche, ce qui correspondrait à la réduction de la phase d'appui avec la vitesse de marche. La deuxième activation qui intervient à la fin de la phase d'appui et le début de la phase d'oscillation, et qui permet la flexion excentrique du genou, avec la flexion de la hanche, débute de plus en plus tôt et se termine légèrement plus tard à mesure que la vitesse de référence augmente. Il semblerait donc que pour les vitesses lentes de marche le sujet utilise faiblement son muscle préférant privilégier la gravité exercée sur le tibia pour mettre son genou en extension. Lorsque la vitesse augmente, ayant moins de temps pour réaliser l'extension du genou, le sujet sollicite davantage son muscle pour exécuter ce mouvement.

Le semi tendineux s'active lui aussi légèrement plus tôt dans la fin de la phase d'oscillation à mesure que la vitesse de référence augmente. Tout comme le droit antérieur il semblerait que plus la vitesse est lente plus le sujet prend le temps d'activer ce muscle. Sachant que le rôle du semi tendineux est de maintenir la hanche en extension et le genou en flexion, et vu que l'amplitude du premier pic vertical grandit avec la vitesse, il semblerait que le muscle finit son activation plus tardivement dans la phase d'appui afin de permettre une meilleure absorption du chargement au niveau du genou tout en empêchant une flexion excessive de la hanche.

Bien que Nilsson (Nilsson et al., 1985) ait étudié lui aussi ces mêmes groupes musculaires, il compare leurs activations avec les angles des articulations. N'ayant pas étudié les angles ici, nous ne pouvons comparer directement nos résultats de coordinations d'activation avec les siens. Cependant en regardant les schémas d'activations des muscles de Nilsson durant le cycle de marche pour les vitesses 0,6m/s et 1,6m/s, nous pouvons admettre que nous obtenons un comportement d'activation similaire.

### **Fonctionnement asymétrique**

Même si tous les muscles modifient leur déclenchement d'activation ainsi que leur fin d'activation, deux muscles semblent être plus marqués que les deux autres aux conditions de marche asymétrique. Il s'agit du gastrocnémien et du grand antérieur.

En effet, plus le taux d'asymétrie augmente plus le gastrocnémien dominant est sollicité. Il avance son début d'activation de façon plus marquée que sa fin d'activation, augmentant ainsi sa durée d'activation durant la phase d'appui. Quant au gastrocnémien non dominant on observe un début d'activation qui est plus fortement retardé que sa fin d'activation, réduisant fortement sa durée d'activation (zijklstra). Ceci viendrait confirmer le fait que le chargement est plus abrupt du côté dominant que du côté non dominant, et cela confirmerait aussi que le pic servant à propulser le sujet est aussi beaucoup plus grand du côté dominant que du côté non dominant. Ainsi le sujet a besoin de solliciter beaucoup plus le gastrocnémien dominant pour conserver son rythme de marche comparativement au même muscle du côté non dominant.

A mesure que le taux d'asymétrie augmente, le droit antérieur dominant est de moins en moins sollicité dans la phase de fin d'appui et de début d'oscillation, cela proviendrait du fait que plus l'asymétrie est prononcée moins la jambe se met en extension pour appréhender le pas suivant. Ainsi comme le genou reste fléchi, le droit antérieur s'active de moins en moins. En contre partie, le droit antérieur non dominant conserve une activation quasiment constante en durée mais légèrement retardée dans le temps à mesure que le taux d'asymétrie augmente. Ceci permettrait de mettre la jambe en extension avant de débiter le pas. Pour la partie d'activation qui débute en fin d'oscillation et durant une bonne partie de la phase d'appui, le droit antérieur dominant termine son activation de plus en plus tôt, alors que celui du côté non dominant finit la sienne de plus en plus tard. Cela correspond donc au prolongement de la durée d'appui pour le côté non dominant et la réduction de la durée d'appui pour le côté dominant, car le droit antérieur prévient la flexion excessive du genou lors de phase d'appui.

Le tibialis antérieur dominant et celui non dominant semblent être peu affectés pendant l'asymétrie. Ils continuent leurs activations dans la phase d'envol quel que soit le taux d'asymétrie, et terminent leurs activations de plus en plus tôt dans la phase d'appui, suivant l'évolution des durées de phases correspondantes.

Les semi tendineux modifient aussi légèrement la coordination de leur activation lorsque le taux d'asymétrie augmente. Ainsi, on constate que du côté dominant, l'activation du muscle est de plus en plus retardée, alors que la fin d'activation est de plus en plus prématurée. À mesure que le taux d'asymétrie augmente pour le côté non dominant, le début d'activation est relativement constant dans le cycle de marche, mais la fin d'activation est de plus en plus avancée. Comme la jambe dominante est de moins en moins en extension dans la phase d'oscillation à mesure que le taux d'asymétrie augmente, il semblerait logique que le semi tendineux soit moins sollicité avant et après la pose du pied, car il est de moins en moins nécessaire de fléchir la jambe à ce moment là. Par contre, comme la jambe non dominante semble fléchir de manière similaire quel que soit le taux d'asymétrie, il semble normal que le semi tendineux soit toujours sollicité pour mettre la jambe en extension avant la pose du pied.

Les études précédemment publiées n'ont pas étudié le timing des activations électromyographiques en profondeur, mais plutôt d'une façon générale sur l'ensemble du cycle de marche en prenant l'amplitude du signal électrique pour expliquer les évolutions des activations des muscles. Nous, nous avons utilisé les timings d'activations des muscles mais pas du tout analysé l'amplitude d'activation. C'est pourquoi nous ne pouvons pas confronter directement ces résultats avec les nôtres. Cependant si l'on regarde les évolutions des activations des muscles sur les graphiques nous observons une coïncidence de nos résultats avec ceux trouvés précédemment par Dietz (Dietz et al, 1994). En effet, il a observé que plus l'asymétrie des vitesses de marche augmentait plus on observait une activation prononcée du gastrocnémien rapide, alors que le tibialis antérieur rapide ne modifiait que très légèrement son activation. Pour le gastrocnémien lent, son activation semblait se réduire et le tibialis antérieur lent semblait augmenter son activation à mesure que l'asymétrie augmentait.

D'après nos résultats nous observons la même chose entre les gastrocnémiens car leurs amplitudes d'activation est assez forte pour pouvoir analyser les schémas, par contre pour confronter les résultats des tibialis antérieurs entre eux, il faudrait vraiment étudier les signaux musculaires rectifiés et moyennés de notre expérimentation. A propos du droit antérieur et du semi tendineux trop peu de données sont publiées pour permettre une comparaison avec les nôtres.

## CONCLUSION

Dans cette expérimentation qui consistait à étudier l'évolution des variables du patron de la marche en faisant varier graduellement et d'un incrément régulier le taux d'asymétrie afin d'observer les modifications des paramètres de marche, nous avons pu observer une modification évolutive du patron de la marche à mesure que le taux d'asymétrie augmentait.

Ainsi il a été mis en évidence que les variables spatiotemporelles évoluaient de la même façon que pour les forts taux d'asymétrie testés dans les précédentes études à l'exception des temps de double appui où l'on observe une légère différenciation de comportement entre les durées de double appui dominantes et celles non dominantes alors qu'il a été conclu qu'ils restaient constants. En effet à mesure que l'asymétrie augmente on observe une durée de double appui dominant qui augmente légèrement plus que celui non dominant, puis, l'écart semble se stabiliser à pas plus de  $2\%_{CDM}$  pour les taux d'asymétrie égaux à 40% ou 50%. De plus il a été mis en évidence que la durée d'appui ainsi que la durée d'oscillation pouvaient être raisonnablement prédites, alors que la durée de cycle, ou bien la largeur de pas, étaient quant à elles très difficiles à prédire.

D'un point de vue électromyographique, les résultats n'ont pu être confrontés directement car il n'y a pas eu d'étude sur les timings d'activations des muscles. Cependant en confrontant les graphiques des signaux rectifiés avec nos résultats il ressort que la modification de l'activation électromyographique évolue de la même façon pour les faibles taux d'asymétrie que pour les forts.

En revanche, l'étude des forces de réactions au sol nous a apporté des résultats nouveaux pour la compréhension de la marche en environnement asymétrique. Ainsi, il a été montré que la jambe dominante avait tendance à fournir un effort supérieur dans l'axe



antéropostérieur de la marche comparativement à la jambe non dominante qui elle semblait être plus passive en générant de moins gros pics postérieur, antérieur et premier pic vertical.

Ces résultats semblent être très intéressants pour la compréhension de la marche de sujets pathologiques qui ont une marche asymétrique, que cela soit pour rallonger un pas trop court, ou pour améliorer la durée d'activation d'un muscle (droit antérieur, gastrocnémien) ou bien afin de faire travailler la jambe pendant la phase de chargement ou pendant la phase de propulsion. Car, maintenant que l'on a montré que l'on pouvait modifier la marche symétrique de sujets sains en une marche asymétrique, il serait peut être possible de faire le chemin inverse pour les sujets pathologiques ayant une marche asymétrique ; à savoir passer d'une marche asymétrique vers une marche plus symétrique.

D'autres expérimentations similaires pourraient aussi être réalisées sur les individus sains mais cette fois en laissant la courroie de la jambe non dominante à une vitesse fixe et en diminuant la vitesse de la courroie sous la jambe dominante afin de voir si les variables continueraient à se modifier selon les mêmes lois que trouvées ici, ou bien montrer que les patrons de la marche pour chacune des jambes s'adaptent différemment ou en mode miroir.

Cependant l'étude des angles des articulations serait un bon complément aux résultats électromyographiques ; une étude du déplacement du centre de gravité dans ces conditions, ainsi qu'une étude de l'inverse dynamique seraient d'excellents compléments. De plus, les effets des taux d'asymétries imposés, associés aux effets des durées et des fréquences des exercices de marche réalisés sur tapis roulant à deux courroies sur la marche sur sol seraient d'excellents compléments d'étude afin d'analyser quelle pourrait être la meilleure façon de conserver un nouveau patron de marche.

## ANNEXE I

### QUESTIONNAIRE : «HUMAN ACTIVITY PROFILE»

LE HUMAN ACTIVITY PROFILE				
<p><b>Cette brochure contient des éléments décrivant des tâches de la vie quotidienne. Lisez attentivement chaque phrase et tracez un X dans la colonne indiquant soit que vous faites toujours la tâche décrite, soit que vous avez cessé de faire cette tâche ou soit que vous n'avez jamais fait cette tâche. Utilisez les instructions suivantes pour vous guider dans vos choix de réponses :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Tracez un X dans la colonne intitulée <i><b>Je fais encore cette activité</b></i> si :  <div style="margin-left: 40px;">Vous avez accompli cette tâche sans aide la dernière fois que vous en avez eu besoin ou que l'occasion s'est présentée.</div> </li> <li>Tracez un X dans la colonne intitulée <i><b>J'ai cessé de faire cette activité</b></i> si :  <div style="margin-left: 40px;">Vous avez accompli la tâche dans le passé mais ne la feriez pas aujourd'hui même si vous en aviez l'opportunité.</div> </li> <li>Tracez un X dans la colonne intitulée <i><b>Je n'ai jamais fait cette activité</b></i> si :  <div style="margin-left: 40px;">Vous n'avez jamais entrepris cette tâche particulière.</div> </li> </ul>				
		<i><b>Je fais encore cette activité</b></i>	<i><b>J'ai cessé de faire cette activité</b></i>	<i><b>Je n'ai jamais fait cette activité</b></i>
1.	S'asseoir dans une chaise ou monter dans un lit et s'en relever (sans aide)			
2.	Écouter la radio			
3.	Lire des livres, des revues ou des journaux			
4.	Écrire (lettres, notes)			
5.	Travailler à un bureau ou à une table			
6.	Se tenir debout (plus d'une minute)			
7.	Se tenir debout (plus de 5 minutes)			
8.	S'habiller ou se déshabiller (sans aide)			
9.	Prendre des vêtements d'un tiroir ou d'un placard			
10.	Monter dans une voiture ou en sortir (sans aide)			
11.	Manger au restaurant			
12.	Jouer aux cartes/jeux de société			
13.	Prendre un bain (de façon autonome)			
14.	Mettre ses chaussures, ses bas ou ses chaussettes (sans avoir besoin de se reposer)			
15.	Assister à un film, une pièce de théâtre, un événement religieux ou une activité sportive			
16.	Faire une marche de 27 mètres			

17.	Faire une marche de 27 mètres (sans pause)			
18.	S'habiller/se déshabiller (sans avoir besoin de se reposer)			
19.	Utiliser le transport en commun ou conduire une voiture (159 km ou moins)			
20.	Utiliser le transport en commun ou conduire une voiture (160 km ou plus)			
21.	Cuisiner ses propres repas			
22.	Faire la vaisselle ou l'essuyer			
23.	Ranger les provisions sur les tablettes			
24.	Repasser ou plier des vêtements			
25.	Épousseter/polir un meuble ou astiquer une voiture			
26.	Prendre une douche			
27.	Monter 6 marches			
28.	Monter 6 marches (sans pause)			
29.	Monter 9 marches			
30.	Monter 12 marches			
31.	Faire une marche d'un demi-pâté de maisons sur terrain plat			
32.	Faire une marche d'un demi-pâté de maisons sur terrain plat (sans pause)			
33.	Faire un lit (sans changer les draps)			
34.	Nettoyer les fenêtres			
35.	S'agenouiller, s'accroupir pour faire un travail léger			
36.	Porter une charge légère de provisions			
37.	Monter 9 marches (sans pause)			
38.	Monter 12 marches (sans pause)			
39.	Faire une marche d'un demi-pâté de maisons sur terrain ascendant			
40.	Faire une marche d'un demi-pâté de maisons sur terrain ascendant (sans pause)			
41.	Faire les courses (seul)			
42.	Faire la lessive (seul)			
43.	Faire une marche d'un pâté de maisons sur terrain plat			
44.	Faire une marche de deux pâtés de maisons sur terrain plat			
45.	Faire une marche d'un pâté de maisons sur terrain plat (sans pause)			
46.	Faire une marche de deux pâtés de maisons sur terrain plat (sans pause)			
47.	Frotter (planchers, murs ou voitures)			
48.	Faire un lit (changer les draps)			
49.	Balayer			
50.	Balayer (5 minutes sans pause)			
51.	Porter une grosse valise ou jouer aux quilles (une			

	partie)			
52.	Passer l'aspirateur sur un tapis			
53.	Passer l'aspirateur sur un tapis (5 minutes sans pause)			
54.	Peindre (intérieur/extérieur)			
55.	Faire une marche de six pâtés de maisons sur terrain plat			
56.	Faire une marche de six pâtés de maisons sur terrain plat (sans pause)			
57.	Sortir les poubelles			
58.	Porter une lourde charge de provisions			
59.	Monter 24 marches			
60.	Monter 36 marches			
61.	Monter 24 marches (sans pause)			
62.	Monter 36 marches (sans pause)			
63.	Faire une marche de 1,6 kilomètres			
64.	Faire une marche de 1,6 kilomètres (sans pause)			
65.	Courir sur 100 mètres ou jouer à la balle-molle/baseball			
66.	Danser (socialement)			
67.	Faire de la gymnastique rythmique ou de la danse aérobique (cinq minutes sans pause)			
68.	Tondre la pelouse (en poussant la tondeuse et non en étant assis derrière le volant)			
69.	Faire une marche de 3,2 kilomètres			
70.	Faire une marche de 3,2 kilomètres (sans pause)			
71.	Monter 50 marches (2 étages et demi)			
72.	Pelleter, creuser ou bêcher			
73.	Pelleter, creuser ou bêcher (5 minutes sans pause)			
74.	Monter 50 marches (sans pause)			
75.	Faire une marche de 4,8 kilomètres ou jouer au golf (18 trous) sans utiliser de voiturette			
76.	Marcher 4,8 kilomètres (sans pause)			
77.	Nager sur une distance de 23 mètres			
78.	Nager sur une distance de 23 mètres (sans pause)			
79.	Faire 1.6 kilomètres de bicyclette			
80.	Faire 3,2 kilomètres de bicyclette			
81.	Faire 1,6 kilomètres de bicyclette (sans pause)			
82.	Faire 3,2 kilomètres de bicyclette (sans pause)			
83.	Courir ou faire du jogging sur une distance de 400 mètres			
84.	Courir ou faire du jogging sur une distance de 800 mètres			
85.	Jouer au tennis ou au racquetball			
86.	Jouer au basketball/soccer (match)			
87.	Courir ou faire du jogging sur une distance de 400 mètres (sans pause)			

<b>88.</b>	Courir ou faire du jogging sur une distance de 800 mètres (sans pause)			
<b>89.</b>	Courir ou faire du jogging sur une distance de 1,6 km			
<b>90.</b>	Courir ou faire du jogging sur une distance de 3,2 km			
<b>91.</b>	Courir ou faire du jogging sur une distance de 4,8 km			
<b>92.</b>	Courir ou faire du jogging sur une distance de 1,6 km en moins de 12 minutes			
<b>93.</b>	Courir ou faire du jogging sur une distance de 3,2 km en moins de 20 minutes			
<b>94.</b>	Courir ou faire du jogging sur une distance de 4,8 km en moins de 30 minutes			

Prénom et Nom du participant : \_\_\_\_\_

Signature du participant : \_\_\_\_\_

Nom de l'évaluateur du projet : \_\_\_\_\_

## ANNEXE II

### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA LONGUEUR DE FOULÉE NORMÉE

ESSAI	SUJET																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
<b>V<sub>ref1</sub>-00</b>	-2,6	-6,4	-2,1	3,1	-13,7	-1,8	-12,7	11,9	-4,9	-11,9	-1,8	2,5	25,5	3,8	1,2	1,7	-3,8
<b>V<sub>ref1</sub>-10</b>	-3,9	-0,6	-0,5	8,1	-12,0	1,1	-13,2	8,8	-8,6	-1,9	-1,1	3,1	20,5	5,8	8,2	1,7	-2,6
<b>V<sub>ref1</sub>-20</b>	-0,8	-3,1	0,8	6,5	-11,5	3,9	-17,2	5,1	-2,9	-3,1	0,7	-1,8	20,2	7,7	2,9	5,1	-4,8
<b>V<sub>ref1</sub>-30</b>	-3,0	3,7	3,2	3,8	-8,7	2,7	-18,7	5,6	-10,8	-4,7	3,1	1,6	22,2	5,2	0,9	-2,1	-4,3
<b>V<sub>ref1</sub>-40</b>	-3,8	0,3	2,3	6,0	-9,2	4,4	-18,7	4,6	-4,6	1,0	3,2	-2,1	15,2	5,5	-1,7	0,2	-8,4
<b>V<sub>ref1</sub>-50</b>	-1,2	2,8	-2,1	2,3	-5,0	1,2	-16,0	2,6	-4,0	3,1	2,3	-2,2	15,2	7,0	-0,4	3,4	-7,8
<b>V<sub>ref2</sub>-00</b>	-9,9	-2,9	3,9	6,5	-13,6	0,0	-16,1	10,5	0,0	-10,4	-3,5	-5,9	15,9	12,1	7,4	2,3	-0,2
<b>V<sub>ref2</sub>-10</b>	-1,4	2,4	0,6	2,9	-11,3	1,0	-12,6	7,6	-4,5	-9,2	-2,4	-0,7	16,9	7,6	5,1	6,4	-0,3
<b>V<sub>ref2</sub>-20</b>	-2,2	3,9	1,7	4,6	-11,0	-1,9	-14,0	7,5	-0,7	-9,9	-0,4	-4,5	18,4	9,6	7,0	5,1	-5,1
<b>V<sub>ref2</sub>-30</b>	-2,6	1,8	2,8	-2,9	-8,5	0,1	-14,0	5,1	-2,8	-7,2	-2,6	-4,9	12,3	9,6	-2,5	5,3	-1,9
<b>V<sub>ref2</sub>-40</b>	-2,4	1,5	2,9	-1,4	-8,7	-0,9	-15,2	6,0	-2,6	-5,6	3,7	-2,2	11,8	9,7	1,7	4,4	-5,5
<b>V<sub>ref2</sub>-50</b>	-1,2	5,4	1,8	1,7	-8,9	-2,0		3,6	-2,5	-7,2	4,3	-5,1	6,4	9,3	2,0	4,7	-6,1
<b>V<sub>conf</sub>-00</b>	-0,2	3,9	-3,8	6,0	-10,2	-1,1	-11,7	2,7	-2,2	-4,8	-8,8	2,7	14,5	3,4	4,7	7,0	-3,2
<b>V<sub>conf</sub>-10</b>	-1,9	2,7	-2,1	5,5	-6,6	-1,7	-12,1	2,5	-2,4	-4,3	0,4	1,5	17,3	5,6	-1,7	8,2	-2,5
<b>V<sub>conf</sub>-20</b>	2,8	4,2		4,7	-4,1	-2,8	-13,1	2,6	-2,2	-2,8	-4,2	0,4	10,9	-4,3	-2,7	7,5	-4,4
<b>V<sub>conf</sub>-30</b>	0,6	5,1	-2,5	5,1	-7,0	-2,0	-8,8	1,0	-3,9	-3,3	-1,3	1,3	3,6	7,8	-0,8	6,2	-2,9
<b>V<sub>conf</sub>-40</b>	-0,5	5,6	-3,4	5,4	-6,9	-2,1	-6,1	1,5	-2,4	-3,4	0,0	-0,1	2,4	9,0	0,4	5,4	-3,3
<b>V<sub>conf</sub>-50</b>	-0,4	4,6	-3,4	6,6	-5,6	-1,5	-6,4	-1,4	-2,8	-3,0	0,8	1,1	4,9	5,5	-0,1	6,4	-3,7

$V_{ref1-00}$  : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

### ANNEXE III

#### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA LONGUEUR DE PAS NORMÉE DU CÔTÉ DOMINANT

ESSAI	SUJET																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
$V_{ref1-00}$	-7,1	-5,7	1,5	5,3	-19,0	0,0	-9,3	11,6	-17,7	-12,0	-8,8	10,5	32,3	7,1	8,7	-9,3	-0,9
$V_{ref1-10}$	-7,6	-0,6	7,5	11,4	-13,4	3,1	-14,1	7,6	-18,7	1,5	-10,0	5,6	25,7	4,3	10,3	-7,5	1,0
$V_{ref1-20}$	-3,2	-0,7	6,7	7,1	-11,3	5,2	-11,3	5,6	-4,2	-4,8	2,5	-0,7	27,5	4,8	-1,5	2,1	-4,6
$V_{ref1-30}$	-0,3	3,2	8,2	4,4	-10,9	0,8	-14,0	5,3	-20,7	-4,1	-2,0	7,6	26,8	6,9	-4,7	-5,8	-4,8
$V_{ref1-40}$	-3,7	2,8	7,3	1,7	-7,7	2,4	-10,1	5,8	-5,6	1,8	0,8	-1,6	19,0	5,9	-6,2	-0,4	-12,8
$V_{ref1-50}$	-1,3	5,8	-0,9	0,0	-6,8	1,2	-9,5	3,9	-10,0	3,1	-3,2	0,0	20,3	6,1	-4,4	3,1	-10,5
$V_{ref2-00}$	-10,9	-4,5	8,4	12,1	-21,7	2,0	-15,6	9,7	-5,0	-10,7	-9,0	-1,6	23,1	6,5	9,6	-5,7	3,6
$V_{ref2-10}$	-6,0	1,5	3,5	7,4	-18,4	0,3	-9,2	6,3	-8,1	-12,1	-2,6	5,8	22,1	9,4	6,3	4,4	1,1
$V_{ref2-20}$	-5,0	1,0	3,7	6,8	-12,5	-2,7	-8,7	5,8	0,9	-11,0	1,3	-2,8	21,9	7,5	8,6	3,0	-4,5
$V_{ref2-30}$	-4,1	1,3	4,8	-3,6	-9,8	-0,6	-8,4	4,3	-4,7	-8,5	-0,4	-4,8	10,4	9,9	-5,0	6,1	-1,2
$V_{ref2-40}$	-1,5	1,1	5,7	1,3	-11,2	-4,4	-10,5	5,4	-3,9	-3,9	2,8	-1,0	11,2	10,0	2,0	5,1	-7,4
$V_{ref2-50}$	-1,8	5,3	2,8	3,2	-10,0	-6,8		3,2	-2,9	-9,5	1,9	-4,1	5,7	12,0	2,8	6,9	-6,6
$V_{conf-00}$	-4,6	0,1	-1,7	6,2	-16,2	-0,8	-13,6	4,0	-8,1	-4,7	-8,6	6,0	23,8	2,3	8,9	-5,7	0,1
$V_{conf-10}$	-2,2	-1,9	1,0	1,7	-9,5	-1,8	-6,4	1,1	-7,0	-3,9	2,3	5,2	21,8	7,8	-1,9	2,3	-3,4
$V_{conf-20}$	3,1	8,4		6,1	-7,7	-3,4	-10,0	6,1	-3,9	-2,0	-1,1	1,0	13,7	13,5	-3,8	2,5	-5,6
$V_{conf-30}$	2,8	4,9	-0,7	3,2	-8,8	-2,9	-4,7	0,0	-7,3	-3,5	-5,0	2,6	5,3	11,7	-1,8	3,3	-4,1
$V_{conf-40}$	-1,0	3,4	-1,1	2,3	-8,0	-2,2	-4,4	4,3	-2,5	-2,7	0,3	2,5	4,4	11,5	1,0	2,3	-6,9
$V_{conf-50}$	-1,7	3,9	-1,7	5,0	-9,1	-0,4	-6,7	-2,0	-4,7	-3,5	-1,1	1,6	7,2	8,3	1,2	3,6	-5,5

$V_{ref1-00}$  : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

## ANNEXE IV

### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA LONGUEUR DE PAS NORMÉE DU CÔTÉ NON DOMINANT

	SUJET																
ESSAI	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
V <sub>ref1</sub> -00	1,1	-7,1	-4,9	1,3	-9,4	-3,3	-15,4	12,1	5,6	-11,9	4,0	-3,9	20,1	1,1	-4,8	10,7	-6,1
V <sub>ref1</sub> -10	-0,8	-0,6	-7,3	5,3	-10,8	-0,7	-12,5	9,9	0,2	-4,9	6,7	0,9	16,1	7,2	6,4	9,7	-5,7
V <sub>ref1</sub> -20	1,4	-5,4	-4,6	5,9	-11,7	2,6	-22,6	4,6	-1,6	-1,4	-0,9	-2,8	13,5	10,3	6,9	7,8	-4,9
V <sub>ref1</sub> -30	-5,6	4,1	-1,5	3,3	-6,7	4,5	-23,3	5,9	-1,0	-5,3	8,0	-4,2	17,8	3,4	6,2	1,5	-3,9
V <sub>ref1</sub> -40	-3,8	-2,3	-2,8	10,4	-10,7	6,4	-27,3	3,4	-3,7	0,1	5,6	-2,6	11,4	5,1	3,0	0,9	-4,0
V <sub>ref1</sub> -50	-1,1	-0,4	-3,4	4,8	-3,1	1,2	-22,9	1,2	2,3	3,1	8,1	-4,7	9,9	8,0	4,0	3,6	-5,0
V <sub>ref2</sub> -00	-9,2	-1,7	0,2	1,9	-6,9	-1,5	-16,4	11,1	4,1	-10,1	1,0	-9,4	10,0	16,6	5,6	8,8	-3,2
V <sub>ref2</sub> -10	2,6	3,2	-1,9	-1,1	-5,2	1,6	-15,6	8,7	-1,4	-6,8	-2,2	-6,2	12,5	6,1	4,0	8,2	-1,5
V <sub>ref2</sub> -20	0,4	6,6	-0,1	2,6	-9,6	-1,2	-18,8	9,0	-2,1	-8,9	-1,8	-6,0	15,2	11,5	5,5	7,0	-5,6
V <sub>ref2</sub> -30	-1,2	2,2	0,9	-2,3	-7,2	0,8	-19,2	5,9	-1,0	-6,0	-4,6	-5,0	14,1	9,3	0,0	4,6	-2,5
V <sub>ref2</sub> -40	-3,3	1,9	0,1	-4,1	-6,1	2,6	-19,9	6,5	-1,2	-7,3	4,7	-3,4	12,3	9,3	1,3	3,7	-3,6
V <sub>ref2</sub> -50	-0,5	5,4	0,7	0,0	-7,8	3,2		4,1	-2,0	-4,8	6,9	-6,3	7,1	6,4	1,0	2,4	-5,6
V <sub>conf</sub> -00	3,5	6,9	-5,5	5,8	-5,3	-1,3	-10,1	1,7	2,5	-4,9	-8,9	0,1	7,1	4,3	1,3	17,6	-5,9
V <sub>conf</sub> -10	-1,5	6,6	-4,6	8,9	-4,2	-1,6	-16,9	3,7	1,6	-4,5	-1,2	-1,6	13,6	3,8	-1,4	13,5	-1,8
V <sub>conf</sub> -20	2,5	0,5		3,5	-0,9	-2,2	-15,8	-0,4	-0,6	-3,5	-7,0	-0,2	8,4	-20,0	-1,8	12,2	-3,3
V <sub>conf</sub> -30	-1,6	5,2	-4,2	6,9	-5,4	-1,2	-12,7	1,9	-0,6	-3,2	2,1	0,1	1,9	4,2	0,1	9,0	-1,7
V <sub>conf</sub> -40	-0,1	7,8	-5,5	8,5	-5,9	-2,0	-7,8	-1,2	-2,4	-4,1	-0,3	-2,6	0,5	6,5	-0,2	8,6	0,3
V <sub>conf</sub> -50	0,9	5,3	-5,1	8,2	-2,0	-2,7	-6,0	-0,8	-0,8	-2,6	2,7	0,5	2,6	2,6	-1,5	9,4	-1,7

$V_{ref1}$ -00 : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.



## ANNEXE V

### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA LARGEUR DE PAS NORMÉE

	SUJET																
ESSAI	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
$V_{ref1-00}$	0,3	29,7	1,6	14,8	-20,6	1,5	-6,0	-17,0	3,1	-7,2	-10,2	21,2	-4,5	-10,0	-21,5	34,4	0,2
$V_{ref1-10}$	0,3	30,9	1,8	24,8	-22,4	-3,1	-4,5	-11,5	3,7	5,3	-3,7	4,0	-5,4	-8,4	-17,6	26,6	-7,6
$V_{ref1-20}$	-11,3	31,7	1,9	14,1	-15,4	2,2	7,6	-14,4	2,7	-12,2	-10,6	4,1	-9,7	-8,8	-21,7	25,2	4,4
$V_{ref1-30}$	1,3	28,2	1,8	21,0	-20,5	8,9	-2,0	-18,7	4,5	-15,9	-10,4	10,5	-4,3	-12,2	-30,4	22,0	-3,9
$V_{ref1-40}$	-5,0	35,3	-0,1	13,2	-17,1	9,7	-1,6	-17,9	9,2	-9,6	-5,6	2,8	-6,9	-13,5	-20,7	22,4	5,4
$V_{ref1-50}$	-5,9	36,8	-3,8	38,4	-18,3	12,4	-4,8	-14,2	-3,1	0,1	-3,2	-2,8	5,2	-2,6	-29,8	14,7	1,2
$V_{ref2-00}$	-9,7	26,5	-16,1	22,1	-10,3	-1,6	-15,6	-18,0	12,0	-18,9	-4,2	8,1	0,4	-6,3	-21,0	31,5	-11,6
$V_{ref2-10}$	-2,5	26,9	-12,0	24,8	-8,6	13,0	-2,7	-13,4	1,8	-5,8	-3,2	1,0	5,0	0,4	-32,0	28,0	-8,1
$V_{ref2-20}$	4,4	39,7	-5,0	30,0	-14,2	0,4	-7,1	-19,3	9,7	-6,1	0,4	11,4	3,5	-4,9	-17,2	40,7	6,6
$V_{ref2-30}$	-14,5	32,8	-10,0	23,3	-10,7	-10,5	6,9	-31,0	3,1	-12,5	-5,8	-7,6	7,9	-6,1	-21,6	23,9	-0,4
$V_{ref2-40}$	-12,3	21,5	-0,3	33,4	-10,6	6,6	4,1	-27,4	-3,9	-20,0	8,0	-2,2	2,4	-11,9	-23,9	31,0	3,8
$V_{ref2-50}$	-10,7	22,6	1,8	27,2	-15,5	-4,7		-24,5	4,4	-13,9	10,3	8,7	-3,9	-3,9	-23,0	18,9	2,5
$V_{conf-00}$	-4,8	17,5	-4,4	6,8	-4,4	1,9	-10,4	-4,1	2,2	-10,5	12,1	-5,0	-1,8	-8,2	-23,1	49,1	-7,5
$V_{conf-10}$	-10,0	25,2	-10,7	16,2	-7,5	-4,4	-0,4	-7,9	7,3	-17,0	-6,6	2,5	-6,8	-10,6	-25,3	45,6	-17,0
$V_{conf-20}$	5,3	26,4		27,2	-9,4	-0,3	1,9	-15,0	2,8	-10,2	16,5	3,9	-12,8	-8,4	-31,1	42,9	-5,4
$V_{conf-30}$	-2,1	23,4	-8,3	18,7	-8,6	4,5	13,6	-9,0	-0,7	-14,6	-9,0	11,0	-8,2	-15,0	-29,1	30,8	-1,9
$V_{conf-40}$	-0,9	30,0	-10,5	14,9	-7,4	3,4	4,5	-17,5	-0,4	-10,2	1,8	21,2	-12,3	-6,5	-14,2	36,1	-5,1
$V_{conf-50}$	0,3	36,1	1,2	25,3	-14,1	2,9	0,0	-19,9	-21,4	-22,0	-5,1	2,2	-2,3	-9,3	-26,4	26,1	6,9

$V_{ref1-00}$  : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

## ANNEXE VI

### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE DE CYCLE

ESSAI	SUJET																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
$V_{ref1-00}$	-0,4	-8,8	-6,2	5,4	-13,2	2,5	-14,1	14,4	-1,3	-5,7	-11,6	11,4	32,4	-8,3	1,3	-5,9	3,9
$V_{ref1-10}$	-1,1	-5,0	-4,7	10,7	-9,3	7,1	-14,4	9,8	-4,5	6,0	-9,6	7,0	24,0	-7,8	6,8	-4,9	3,7
$V_{ref1-20}$	-0,8	-8,7	-5,2	7,4	-10,6	8,6	-17,7	6,6	0,4	5,8	-3,7	2,4	22,7	-5,6	0,8	-3,4	0,8
$V_{ref1-30}$	-0,4	-1,0	-4,3	5,0	-7,2	8,0	-18,2	6,4	-4,9	3,8	-1,9	2,8	22,2	-6,3	0,2	-9,9	0,0
$V_{ref1-40}$	0,9	-4,8	-4,6	6,6	-7,0	9,2	-17,5	6,4	0,3	10,2	-3,4	-0,3	17,0	-5,9	-5,1	-6,2	-4,3
$V_{ref1-50}$	3,8	-3,0	-8,2	5,1	-2,4	6,5	-15,6	5,5	0,2	12,8	-1,3	2,3	16,9	-5,4	-1,8	-3,0	-2,9
$V_{ref2-00}$	-7,0	-6,1	-3,6	5,8	-11,1	4,5	-15,2	11,7	3,3	-0,7	-14,5	-3,3	22,5	-0,1	12,3	-3,3	14,2
$V_{ref2-10}$	2,5	-3,0	-3,9	1,9	-10,6	5,5	-12,5	9,1	1,3	-0,2	-10,8	1,6	21,1	-4,9	4,2	-1,4	8,3
$V_{ref2-20}$	0,3	-0,6	-4,5	2,3	-10,4	2,1	-14,7	8,1	4,1	-2,1	-8,5	-3,3	19,6	-2,9	4,9	-2,4	0,3
$V_{ref2-30}$	1,5	-4,0	-2,3	-3,5	-6,7	4,5	-13,2	6,1	1,9	2,8	-10,7	-4,3	13,2	-3,3	-5,9	-1,7	3,0
$V_{ref2-40}$	2,2	-2,0	-3,3	-2,2	-7,3	3,2	-13,8	7,6	3,6	5,0	-5,6	-1,4	13,7	-2,4	0,3	-2,6	-1,5
$V_{ref2-50}$	4,8	2,5	-3,8	2,9	-5,5	4,4		6,7	4,2	4,1	-2,2	-5,0	10,3	-0,9	0,6	-0,9	-0,6
$V_{conf-00}$	-3,0	0,6	-3,2	0,6	-8,5	3,5	-13,0	8,1	3,8	2,5	-12,2	1,8	24,4	-5,2	10,3	-6,2	2,9
$V_{conf-10}$	-4,1	-1,3	-2,0	0,8	-4,9	2,7	-13,5	6,8	3,9	4,9	-6,8	1,7	23,7	-3,9	0,0	-5,0	2,0
$V_{conf-20}$	0,4	-0,1		-0,3	-2,2	3,0	-12,9	6,4	3,5	7,2	-10,3	-1,5	13,7	-4,0	-1,4	-5,5	-1,3
$V_{conf-30}$	-1,0	-0,1	-3,9	0,6	-5,4	2,4	-9,1	4,3	2,6	4,2	-6,5	-0,4	5,5	-1,6	0,2	-6,4	-1,1
$V_{conf-40}$	-0,9	0,8	-4,7	3,1	-4,4	3,4	-6,8	5,4	4,2	5,7	-4,2	-3,0	4,1	-0,9	0,8	-6,2	0,2
$V_{conf-50}$	1,6	0,9	-4,4	7,0	-2,6	4,9	-4,9	3,4	5,2	7,3	-4,2	-1,5	6,7	-3,5	1,0	-3,3	1,5

$V_{ref1-00}$  : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

## ANNEXE VII

### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE D'OSCILLATION CÔTÉ DOMINANT

ESSAI	SUJET																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
<b>V<sub>ref1</sub>-00</b>	-3,2	-10,0	-2,7	1,6	-3,3	-10,1	-4,1	-6,9	-3,2	-2,1	-8,2	40,7	14,5	0,4	-3,7	1,6	4,5
<b>V<sub>ref1</sub>-10</b>	-2,3	-8,9	1,1	-1,6	-1,4	-6,8	-1,5	-4,7	-3,2	0,2	-5,0	22,5	2,2	-0,5	-5,1	1,5	6,1
<b>V<sub>ref1</sub>-20</b>	0,4	-7,3	1,1	2,6	0,7	-6,1	-6,7	-3,5	-2,2	2,7	-0,7	10,7	1,6	0,3	-2,1	1,3	3,8
<b>V<sub>ref1</sub>-30</b>	3,5	-5,6	1,2	-1,4	1,1	-4,2	-2,8	-0,9	2,5	3,9	-1,4	12,3	1,1	1,4	-2,0	2,7	3,5
<b>V<sub>ref1</sub>-40</b>	-0,3	-9,8	-0,2	1,5	1,1	-3,8	-2,6	-2,4	0,4	2,9	1,5	3,5	-0,3	0,6	-6,0	0,9	4,3
<b>V<sub>ref1</sub>-50</b>	-1,1	-9,9	0,6	-0,3	1,4	-5,9	-1,3	1,1	1,5	3,9	1,7	8,4	0,9	2,9	-1,2	1,3	-2,7
<b>V<sub>ref2</sub>-00</b>	-4,7	-8,4	-3,4	-3,0	-8,1	-8,1	-6,1	-6,0	-2,8	-1,3	-6,1	10,8	12,1	5,0	10,4	3,1	19,9
<b>V<sub>ref2</sub>-10</b>	-1,9	-6,6	-0,2	-1,9	-5,7	-4,5	-6,4	-3,9	-0,3	-3,7	-3,5	11,7	6,3	2,9	-0,6	6,5	6,4
<b>V<sub>ref2</sub>-20</b>	0,2	-4,6	0,6	-0,8	-3,6	-5,3	-6,3	0,1	0,0	1,5	-3,2	5,4	9,6	4,5	-2,0	4,3	4,8
<b>V<sub>ref2</sub>-30</b>	0,3	-6,2	1,2	0,4	-2,1	-6,7	-4,2	-1,1	0,3	-1,2	-1,5	2,6	4,5	3,0	-4,1	4,9	3,8
<b>V<sub>ref2</sub>-40</b>	4,1	-5,5	-0,1	0,4	-2,2	-5,3	-3,1	0,6	1,5	1,6	1,5	1,4	4,9	3,1	-1,4	4,5	1,7
<b>V<sub>ref2</sub>-50</b>	2,7	-5,9	-0,1	0,5	-1,4	-4,2		0,5	2,1	1,6	-0,6	0,1	2,0	1,0	-3,7	2,4	-0,1
<b>V<sub>conf</sub>-00</b>	0,9	-3,1	-5,2	-0,7	-10,2	-8,9	-7,8	-1,5	-3,8	-0,8	-8,7	5,4	16,8	-3,8	6,9	10,3	11,9
<b>V<sub>conf</sub>-10</b>	3,0	-4,9	-4,0	3,6	-6,7	-8,6	-9,1	-0,6	-0,2	2,4	-5,0	8,0	18,0	-1,9	-2,5	9,7	5,6
<b>V<sub>conf</sub>-20</b>	3,7	-3,8		1,4	-2,9	-6,0	-7,9	-1,3	-0,9	3,0	-5,9	2,7	8,7	-1,9	-3,1	7,3	4,7
<b>V<sub>conf</sub>-30</b>	3,1	-3,8	-3,4	1,5	-3,8	-5,5	-2,9	0,8	2,1	3,3	-3,7	2,1	-0,6	0,8	-0,9	4,4	3,3
<b>V<sub>conf</sub>-40</b>	4,0	-3,1	-3,5	1,8	-2,3	-5,3	-3,5	1,2	1,2	3,8	-0,8	2,1	-0,3	0,6	-2,0	4,9	2,2
<b>V<sub>conf</sub>-50</b>	5,3	-1,5	-3,3	0,6	-1,5	-5,7	-3,3	1,1	1,1	1,7	-2,5	0,8	0,3	0,1	-2,8	6,4	2,9

$V_{ref1-00}$  : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

# ANNEXE VIII

## ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE D'OSCILLATION CÔTÉ NON DOMINANT

ESSAI	SUJET																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
<b>V<sub>ref1</sub>-00</b>	15,0	-8,0	-8,0	1,2	15,8	-0,3	12,4	3,0	2,9	6,8	12,3	-21,0	-20,0	5,2	2,5	-10,9	-12,8
<b>V<sub>ref1</sub>-10</b>	18,2	-5,6	-8,9	4,5	9,5	-3,2	2,5	4,8	0,7	-1,9	5,5	-12,5	-11,1	6,7	-0,4	-6,9	-12,2
<b>V<sub>ref1</sub>-20</b>	17,3	-9,0	-6,6	-0,7	6,8	-1,5	1,7	0,0	4,8	-2,3	8,3	-7,2	1,7	5,8	4,5	-0,8	-4,6
<b>V<sub>ref1</sub>-30</b>	14,4	-9,8	-3,6	0,3	7,6	-1,9	-0,4	1,6	0,3	-1,9	3,7	-4,4	5,4	3,0	3,0	-6,2	-3,5
<b>V<sub>ref1</sub>-40</b>	10,0	-5,2	-3,0	-0,9	2,1	-6,6	-1,4	3,1	1,5	-2,9	3,6	0,3	-1,3	2,7	2,4	-0,9	-6,2
<b>V<sub>ref1</sub>-50</b>	2,7	-5,3	-4,2	1,1	1,7	-3,7	1,5	1,2	2,6	1,0	1,5	0,7	-0,2	0,8	0,6	-0,7	-8,1
<b>V<sub>ref2</sub>-00</b>	14,9	-2,9	0,0	9,2	10,0	1,3	5,2	11,0	5,1	2,5	11,0	-8,4	-12,0	-4,8	-13,7	-9,8	-18,2
<b>V<sub>ref2</sub>-10</b>	4,6	-9,7	-1,0	3,7	8,1	-2,1	2,5	7,6	8,4	3,4	6,4	-4,9	-5,5	-1,9	-3,4	-5,5	-11,5
<b>V<sub>ref2</sub>-20</b>	3,6	-8,2	-1,3	4,0	2,5	-1,3	0,9	2,5	6,2	2,2	5,3	-2,0	2,3	-0,3	0,7	-2,9	-9,3
<b>V<sub>ref2</sub>-30</b>	6,0	-9,8	-4,0	0,2	0,3	-2,4	-4,1	1,5	4,7	1,6	5,5	-2,4	0,1	3,8	-2,3	0,4	-3,9
<b>V<sub>ref2</sub>-40</b>	5,1	-7,8	1,0	2,5	-1,5	-3,8	-2,5	4,1	5,3	1,0	3,0	1,1	3,1	-1,1	1,3	-2,5	-6,4
<b>V<sub>ref2</sub>-50</b>	1,0	-6,4	-0,5	1,0	-1,7	-6,5		0,6	4,9	1,7	4,5	0,0	2,0	0,3	0,8	1,1	-2,6
<b>V<sub>conf</sub>-00</b>	13,7	-8,2	0,1	-1,4	13,4	5,3	-1,9	1,4	2,4	5,5	8,6	-3,5	-11,5	3,2	-10,0	-6,8	-14,8
<b>V<sub>conf</sub>-10</b>	7,8	-7,2	1,6	-3,7	10,0	2,3	-0,3	0,8	4,2	3,6	6,4	-0,7	-5,1	4,2	-3,8	-5,6	-11,1
<b>V<sub>conf</sub>-20</b>	10,5	-6,6		-1,2	2,7	-0,3	-2,8	1,9	5,3	5,1	7,0	0,7	-3,1	2,4	-3,1	-3,5	-10,0
<b>V<sub>conf</sub>-30</b>	3,7	-6,0	1,3	-3,1	1,3	-2,2	-1,6	3,1	3,4	3,6	1,7	0,2	3,6	0,9	-2,1	-3,0	-6,7
<b>V<sub>conf</sub>-40</b>	0,8	-5,2	1,3	-1,9	0,2	-2,5	-4,2	4,4	4,9	3,2	4,1	1,3	3,4	0,7	1,7	-3,9	-7,0
<b>V<sub>conf</sub>-50</b>	2,0	-2,8	2,3	-1,9	-0,9	-2,2	-3,2	2,9	5,7	2,5	-1,3	1,2	3,5	0,3	1,1	-1,2	-9,4

$V_{ref1-00}$  : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

## ANNEXE IX

### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE D'APPUI CÔTÉ DOMINANT

ESSAI	SUJET																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
<b>V<sub>ref1</sub>-00</b>	1,7	5,3	1,4	-0,8	1,7	5,3	2,2	3,6	1,7	1,1	4,3	-20,5	-7,5	-0,2	1,9	-0,8	-2,3
<b>V<sub>ref1</sub>-10</b>	1,1	4,5	-0,5	0,8	0,7	3,4	0,8	2,3	1,6	-0,1	2,5	-11,0	-1,1	0,3	2,6	-0,8	-3,0
<b>V<sub>ref1</sub>-20</b>	-0,2	3,5	-0,5	-1,2	-0,3	3,0	3,3	1,7	1,1	-1,3	0,3	-5,1	-0,8	-0,1	1,0	-0,6	-1,8
<b>V<sub>ref1</sub>-30</b>	-1,7	2,6	-0,6	0,6	-0,5	2,0	1,3	0,4	-1,2	-1,9	0,6	-5,8	-0,5	-0,7	1,0	-1,3	-1,6
<b>V<sub>ref1</sub>-40</b>	0,1	4,6	0,1	-0,7	-0,5	1,8	1,2	1,1	-0,2	-1,3	-0,7	-1,6	0,2	-0,3	2,8	-0,4	-2,0
<b>V<sub>ref1</sub>-50</b>	0,5	4,6	-0,3	0,1	-0,6	2,8	0,6	-0,5	-0,7	-1,8	-0,8	-3,9	-0,4	-1,3	0,6	-0,6	1,3
<b>V<sub>ref2</sub>-00</b>	2,8	5,1	2,1	1,8	4,9	4,9	3,7	3,6	1,7	0,8	3,7	-6,4	-7,2	-3,0	-6,2	-1,9	-11,8
<b>V<sub>ref2</sub>-10</b>	1,1	3,8	0,1	1,1	3,3	2,6	3,6	2,2	0,2	2,1	2,0	-6,6	-3,5	-1,6	0,4	-3,7	-3,6
<b>V<sub>ref2</sub>-20</b>	-0,1	2,5	-0,3	0,4	1,9	2,9	3,4	0,0	0,0	-0,8	1,7	-2,9	-5,2	-2,4	1,1	-2,3	-2,6
<b>V<sub>ref2</sub>-30</b>	-0,2	3,2	-0,6	-0,2	1,1	3,5	2,2	0,6	-0,2	0,6	0,8	-1,4	-2,3	-1,5	2,1	-2,5	-2,0
<b>V<sub>ref2</sub>-40</b>	-2,0	2,8	0,0	-0,2	1,1	2,7	1,5	-0,3	-0,8	-0,8	-0,8	-0,7	-2,4	-1,6	0,7	-2,2	-0,9
<b>V<sub>ref2</sub>-50</b>	-1,3	2,9	0,0	-0,3	0,7	2,1		-0,2	-1,0	-0,8	0,3	0,0	-1,0	-0,5	1,8	-1,2	0,0
<b>V<sub>conf</sub>-00</b>	-0,6	2,1	3,6	0,4	6,9	6,0	5,2	1,0	2,5	0,5	5,9	-3,6	-11,0	2,6	-4,7	-6,6	-7,8
<b>V<sub>conf</sub>-10</b>	-1,8	3,1	2,6	-2,2	4,3	5,5	5,7	0,4	0,2	-1,5	3,2	-5,1	-11,2	1,2	1,6	-5,8	-3,4
<b>V<sub>conf</sub>-20</b>	-2,1	2,3		-0,8	1,7	3,6	4,7	0,8	0,5	-1,8	3,6	-1,6	-5,2	1,2	1,9	-4,1	-2,8
<b>V<sub>conf</sub>-30</b>	-1,7	2,2	2,0	-0,9	2,2	3,2	1,6	-0,5	-1,2	-1,9	2,2	-1,2	0,4	-0,5	0,5	-2,4	-1,8
<b>V<sub>conf</sub>-40</b>	-2,1	1,7	2,0	-1,0	1,3	2,9	1,9	-0,6	-0,7	-2,1	0,5	-1,1	0,2	-0,3	1,1	-2,6	-1,2
<b>V<sub>conf</sub>-50</b>	-2,7	0,8	1,8	-0,3	0,8	3,1	1,8	-0,6	-0,6	-0,9	1,3	-0,4	-0,2	-0,1	1,5	-3,2	-1,5

$V_{ref1-00}$  : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

# ANNEXE X

## ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE D'APPUI DU CÔTÉ NON DOMINANT

	SUJET																
ESSAI	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
V <sub>ref1</sub> -00	-5,8	3,1	3,2	-0,5	-6,1	0,1	-4,8	-1,2	-1,1	-2,6	-4,8	8,3	7,9	-2,0	-1,0	4,3	5,1
V <sub>ref1</sub> -10	-7,3	2,3	3,6	-1,8	-3,8	1,3	-1,0	-1,9	-0,3	0,8	-2,2	5,1	4,5	-2,7	0,2	2,8	5,0
V <sub>ref1</sub> -20	-7,2	3,8	2,8	0,3	-2,8	0,6	-0,7	0,0	-2,0	1,0	-3,5	3,1	-0,7	-2,4	-1,9	0,3	1,9
V <sub>ref1</sub> -30	-6,3	4,3	1,6	-0,1	-3,3	0,8	0,2	-0,7	-0,1	0,8	-1,6	2,0	-2,4	-1,3	-1,3	2,7	1,5
V <sub>ref1</sub> -40	-4,5	2,4	1,4	0,4	-1,0	3,0	0,7	-1,4	-0,7	1,3	-1,6	-0,2	0,6	-1,2	-1,1	0,4	2,8
V <sub>ref1</sub> -50	-1,3	2,5	2,0	-0,5	-0,8	1,8	-0,7	-0,6	-1,2	-0,5	-0,7	-0,3	0,1	-0,4	-0,3	0,3	3,9
V <sub>ref2</sub> -00	-5,9	1,2	0,0	-3,7	-4,0	-0,5	-2,1	-4,4	-2,1	-1,0	-4,4	3,4	4,9	1,9	5,5	4,0	7,4
V <sub>ref2</sub> -10	-1,9	4,1	0,4	-1,6	-3,4	0,9	-1,1	-3,2	-3,5	-1,4	-2,7	2,1	2,3	0,8	1,4	2,3	4,9
V <sub>ref2</sub> -20	-1,6	3,7	0,6	-1,8	-1,1	0,6	-0,4	-1,1	-2,7	-1,0	-2,3	0,9	-1,0	0,1	-0,3	1,3	4,2
V <sub>ref2</sub> -30	-2,8	4,6	1,8	-0,1	-0,1	1,1	1,9	-0,7	-2,2	-0,7	-2,5	1,1	0,0	-1,8	1,1	-0,2	1,8
V <sub>ref2</sub> -40	-2,5	3,8	-0,5	-1,2	0,7	1,9	1,2	-2,0	-2,5	-0,5	-1,5	-0,5	-1,5	0,5	-0,6	1,2	3,1
V <sub>ref2</sub> -50	-0,5	3,3	0,2	-0,5	0,9	3,3		-0,3	-2,5	-0,9	-2,3	0,0	-1,0	-0,1	-0,4	-0,6	1,3
V <sub>conf</sub> -00	-5,7	3,3	0,0	0,6	-5,4	-2,2	0,8	-0,5	-1,0	-2,2	-3,4	1,4	4,7	-1,3	4,0	2,9	6,1
V <sub>conf</sub> -10	-3,4	3,1	-0,7	1,6	-4,3	-1,0	0,1	-0,3	-1,8	-1,6	-2,7	0,3	2,2	-1,8	1,6	2,5	4,9
V <sub>conf</sub> -20	-4,9	3,0		0,6	-1,2	0,1	1,3	-0,8	-2,4	-2,3	-3,1	-0,3	1,4	-1,1	1,4	1,7	4,6
V <sub>conf</sub> -30	-1,8	2,9	-0,6	1,5	-0,6	1,1	0,8	-1,5	-1,6	-1,7	-0,8	-0,1	-1,7	-0,4	1,0	1,5	3,3
V <sub>conf</sub> -40	-0,4	2,7	-0,6	1,0	-0,1	1,3	2,2	-2,2	-2,5	-1,6	-2,0	-0,7	-1,7	-0,4	-0,8	2,1	3,6
V <sub>conf</sub> -50	-1,1	1,5	-1,2	1,1	0,5	1,2	1,8	-1,5	-3,0	-1,4	0,7	-0,6	-1,9	-0,1	-0,6	0,7	5,1

$V_{ref1}$ -00 : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

## ANNEXE XI

### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE DE DOUBLE APPUI DU CÔTÉ DOMINANT

	SUJET																
ESSAI	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
$V_{ref1-00}$	-6,8	11,3	4,0	-0,6	-9,9	11,1	-10,3	12,2	-2,4	-2,1	-7,9	-19,7	2,4	5,1	1,8	7,8	0,5
$V_{ref1-10}$	-9,8	7,7	0,3	-2,0	-8,5	5,1	0,9	5,8	-0,1	2,0	-1,3	-13,3	12,3	2,6	-0,7	2,5	3,8
$V_{ref1-20}$	-8,0	16,3	-1,6	1,5	-6,9	7,4	-1,2	5,5	-3,8	7,4	-3,0	-4,7	-4,5	2,2	1,2	0,5	-1,1
$V_{ref1-30}$	-12,0	11,4	-1,7	3,9	-6,8	5,6	2,3	-1,2	-2,6	2,9	-1,5	-8,9	-11,6	-2,4	4,1	5,7	-5,5
$V_{ref1-40}$	-3,4	11,5	-0,2	3,1	-1,6	6,6	1,7	-1,1	-3,0	1,9	-4,0	-4,6	-4,1	-2,1	4,8	1,8	3,3
$V_{ref1-50}$	-6,6	11,0	1,6	1,2	-2,1	8,9	2,1	-0,4	-4,0	-3,0	-1,2	-10,5	-7,6	-3,5	3,2	0,5	9,4
$V_{ref2-00}$	-3,4	16,9	-2,0	-3,9	-0,6	5,4	5,5	-0,2	-3,2	-1,7	1,6	-4,2	-3,1	9,6	-11,2	4,0	-14,8
$V_{ref2-10}$	3,7	16,8	-1,9	-1,6	0,3	5,4	7,4	-3,6	-7,1	0,6	6,4	-9,6	1,1	1,1	0,1	3,2	-6,5
$V_{ref2-20}$	4,1	8,9	-2,6	-1,2	4,2	9,0	8,4	-4,7	-9,5	-7,7	3,7	-4,3	-11,0	-0,3	1,0	-5,4	-5,1
$V_{ref2-30}$	-4,8	13,3	-1,1	2,2	2,4	6,4	7,2	-0,6	-6,2	1,2	1,6	-1,1	-5,3	-1,6	5,7	-10,1	-6,3
$V_{ref2-40}$	-6,1	9,2	-1,5	3,8	3,2	13,2	5,0	-3,4	-8,1	-0,8	1,4	-4,3	-5,3	-3,3	-1,2	-1,6	0,0
$V_{ref2-50}$	-0,5	7,5	0,9	1,4	3,6	9,5		-2,9	-8,2	-2,5	0,4	0,8	-3,7	-4,3	0,5	-2,0	0,5
$V_{cont-00}$	-13,9	13,6	6,8	4,8	-0,6	2,7	17,7	1,6	1,4	-0,6	4,7	-3,7	-13,8	5,0	-3,3	-5,4	-11,4
$V_{cont-10}$	-5,2	17,1	2,1	0,7	0,0	7,5	13,0	-1,5	-5,5	-4,3	4,4	-12,3	-17,1	3,5	5,2	-7,6	-4,0
$V_{cont-20}$	-11,2	6,2		0,1	3,9	6,6	11,6	-6,3	-5,8	-7,0	7,2	-5,6	-11,0	5,1	8,0	-7,0	-0,4
$V_{cont-30}$	-4,8	9,8	1,3	2,2	4,6	8,6	3,5	-5,2	-4,7	-3,5	5,7	-5,4	-1,4	-1,1	4,4	-4,1	-1,2
$V_{cont-40}$	-1,7	8,6	4,1	2,4	3,1	10,6	5,7	-5,5	-8,4	-5,6	0,3	-3,3	-4,7	-1,5	1,7	-2,6	3,1
$V_{cont-50}$	-4,9	1,3	0,2	1,7	2,5	8,0	6,6	-3,7	-6,2	-1,2	0,0	-2,0	-4,5	0,9	2,8	-5,7	1,5

$V_{ref1-00}$  : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.

## ANNEXE XII

### ÉCART ENTRE LE SUJET ET LE GROUPE EN % POUR LA DURÉE DE DOUBLE APPUI DU CÔTÉ NON DOMINANT

ESSAI	SUJET																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
<b>V<sub>ref1</sub>-00</b>	-8,5	15,0	11,4	-6,7	-5,9	14,4	-2,8	1,5	4,7	-4,9	-0,6	-19,9	-8,3	-12,3	3,8	6,9	17,8
<b>V<sub>ref1</sub>-10</b>	-13,9	13,9	11,5	-1,4	-3,7	12,5	-3,8	-1,9	5,3	-4,4	-4,6	-11,5	-0,8	-16,8	10,8	0,4	2,8
<b>V<sub>ref1</sub>-20</b>	-14,2	12,8	9,5	-7,3	-3,6	10,7	3,2	4,2	1,6	-5,5	-4,8	-5,7	-0,7	-11,3	4,2	-0,8	6,1
<b>V<sub>ref1</sub>-30</b>	-9,9	18,8	5,8	-3,5	-6,8	6,6	2,3	-0,5	2,3	-4,5	-0,2	-8,0	-1,8	-5,6	-2,3	0,2	4,4
<b>V<sub>ref1</sub>-40</b>	-11,1	16,1	3,5	-2,6	-2,3	11,3	3,4	-0,5	-0,8	0,8	-3,9	-3,2	5,1	0,2	0,5	-2,0	-0,2
<b>V<sub>ref1</sub>-50</b>	-1,4	15,4	2,3	-4,9	-2,1	7,0	-1,9	-4,0	-6,7	-6,3	-5,9	-6,5	2,3	-3,0	0,8	-4,5	12,5
<b>V<sub>ref2</sub>-00</b>	-9,0	11,7	6,8	-2,4	-0,2	12,1	-2,2	-3,9	-0,3	1,6	-10,8	-3,8	-6,7	-9,9	5,5	0,8	7,6
<b>V<sub>ref2</sub>-10</b>	-9,7	18,4	5,2	0,2	-1,3	11,5	-1,4	-2,8	-2,9	-0,6	-11,0	-5,3	-2,7	-7,0	7,6	-2,2	9,9
<b>V<sub>ref2</sub>-20</b>	-6,1	15,1	4,2	-4,7	-2,3	8,3	2,7	-4,4	-1,5	-1,3	-10,0	-4,5	-8,9	-7,7	8,4	-1,1	12,2
<b>V<sub>ref2</sub>-30</b>	-8,9	16,9	2,6	-4,2	2,0	8,7	4,2	-1,2	-1,8	-3,4	-10,2	-0,2	-1,9	-8,5	5,0	-0,3	7,5
<b>V<sub>ref2</sub>-40</b>	-9,6	16,7	1,6	-2,9	1,5	6,0	4,7	-6,0	-1,8	-3,8	-11,8	0,1	-7,1	-3,3	0,8	-3,9	8,0
<b>V<sub>ref2</sub>-50</b>	-7,4	16,0	0,2	-5,3	3,2	8,0		-4,6	-4,6	-5,4	-7,8	3,7	-0,1	1,1	3,3	-2,1	7,1
<b>V<sub>conf</sub>-00</b>	-13,6	11,2	9,0	-3,4	3,3	20,3	8,9	-3,4	1,3	-8,8	-4,9	-2,2	-12,4	-2,3	-1,8	-4,4	5,9
<b>V<sub>conf</sub>-10</b>	-13,5	11,5	6,4	-0,4	-0,7	12,6	9,3	0,8	-0,1	-5,6	-5,5	-7,8	-17,9	-5,3	7,6	-4,4	12,0
<b>V<sub>conf</sub>-20</b>	-15,4	13,8		-1,5	-1,6	8,8	9,4	0,7	-2,3	-8,2	-5,5	-2,2	-3,1	-4,3	5,5	-5,0	10,2
<b>V<sub>conf</sub>-30</b>	-8,4	11,4	3,9	0,5	3,0	7,0	7,1	-3,0	-4,5	-9,8	-1,3	-1,5	-4,1	-4,3	3,3	-0,2	9,0
<b>V<sub>conf</sub>-40</b>	-9,0	7,8	2,6	-0,5	2,8	6,6	9,4	-3,9	-4,9	-10,0	-6,6	-3,9	-4,8	0,1	1,6	0,2	9,3
<b>V<sub>conf</sub>-50</b>	-8,3	6,0	1,5	-0,8	2,1	11,5	10,5	-3,1	-6,1	-7,4	-3,9	-2,0	-2,7	2,6	0,8	-1,7	4,0

*V<sub>ref1</sub>-00* : indique la vitesse de référence et le taux d'asymétrie en % associé. La colonne du numéro du sujet indique que ce sujet est sorti du groupe d'étude. Les valeurs du tableau sont en %, elles indiquent l'écart entre les valeurs du sujet par rapport à celles du groupe.



## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Allum JH, Keshner EA, Honegger F, Pfaltz CR. (1988). « Indicators of the influence a peripheral vestibular deficit has on vestibulo-spinal reflex responses controlling postural stability ». *Acta Otolaryngol*, 106(3-4): 252-263.
- Andriacchi TP, Alexander EJ. (2000). « Studies of locomotion : past, present, and future ». *J Biomech*, 33(10):1217-24.
- Belli A, Bui P, Berger A, Geysant A, Lacourt JR. (2001). « A treadmill ergometer for threedimensional ground reaction forces measurement during walking ». *J Biomech*, 34(1):105–12.
- Berger W, Dietz V, Quintern J. (1984). « Corrective reactions to stumbling in man: neuronal coordination of bilateral leg muscle activity during gait ». *J Physiol (Lond)*, 357:109-125.
- Choi JT, Bastian AJ. (2007). « Adaptation reveals independent control networks for human walking ». *Nat Neuroscience*, 10(8):1055-62.
- Choi JT, Vining EPG, Reisman DS, Bastian AJ. (2009). « Walking flexibility after hemispherectomy : split-belt treadmill adaptation and feedback control ». *Brain*, 132: 722-733.
- Dierick F, Penta M, Renaut D, Detrembleur C. (2004). « A force measuring treadmill in clinical gait analysis ». *Gait Posture*, 20(3):299–303.
- Dietz V, Quintern J, Sillem M. (1987). « Stumbling reactions in man: significance of proprioceptive and pre-programmed mechanisms ». *J Physiol (Lond)*, 386: 149-163.
- Dietz V, Zijlstra W, Duysens. (1994). « Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion ». *J. Exp Brain Res*; 101(3):513-20.
- Dietz V, Michel J. (2008). « Locomotion in Parkinson's disease : neuronal coupling of upper and lower limbs ». *Brain*, 131: 3421-3431.

- Gourdou P, Aissaoui R, Nadeau S. (2009). « Ground reaction force coordination during split-belt walking ». ISPGR Congress, Bologna, Italy.
- Gourdou P, Aissaoui R, Nadeau S. (2008). « Influence de l'asymétrie de vitesse du tapis roulant à deux courroies sur la biomécanique de la locomotion chez le sujet sain : Approche méthodologique ». Congrès REPAR, Montréal, Canada.
- Greig C, Butler F, Skelton D, Mahmud S, Young A. (1993). « Treadmill walking in old age may not reproduce the real life situation ». *J. Am. Geriatr. Soc*, 41(1): 15–18.
- Hesse S, Helm B, Krajnik J, Gregoric M, Mauritz KH. (1997). « Treadmill training with partial body weight support: influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients ». *J Neurol Rehabil*, 11:15-20.
- Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. (1999). « Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects ». *Arch Phys Med Rehabil*, 80(4):421-427.
- Hof AL. (1996). « Scaling gait data to body size ». *Gait and Posture*. 4(3):222-223.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran G VB. (1989). « Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait ». *J Orthop Res*, (7): 849-860.
- Konrad P. (2005). « The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography ». Naxaron Inc.
- Kulagin AS, Shik M.L. (1970). « Interaction of symmetrical limbs during controlled locomotion ». *Biophysics*, (15):171-178.
- Lee SJ, Hidler J. (2008). « Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals ». *J Appl Physiol*, 104(3):747-55.
- Matsas A, Taylor N, McBurney H. (2000). « Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects ». *Gait Posture*, 11(1): 46-53.
- Moseley AM, Stark A, Cameron ID, Pollock A. (2005). « Treadmill training and body weight support for walking after stroke ». *Cochrane Database Syst Rev*, (4):CD002840. Review.

- Nelson RC, Dillman CJ, Lagasse P, Becket P. (1972). « Biomechanics of overground versus treadmill running ». *Med. Sci. Sports*, 4(4): 233–240.
- Nilsson J, Thorstensson A, Halbertsma J. (1985). « Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans ». *Acta Physiol Scand*, 123(4): 457-475.
- Nilsson J, Thorstensson A. (1987). « Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds ». *Acta Physiol Scand*, 129(1): 107-114.
- Nilsson J, Thorstensson A. (1989). « Ground reaction forces at different speeds of human walking and running ». *Acta Physiol Scand*, 136(2): 217-227.
- Parvataneni K, Ploeg L, Olney SJ, Brouwer B. (2009). « Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults ». *Clin Biomech*, 24(1):95-100.
- Pépin A, Ladouceur M, Barbeau H. (2003). « Treadmill walking in incomplete spinal-cord-injured subjects : 2 Factors limiting the maximal speed ». *Spinal Cord*, 41(5):271-9.
- Perry J. (1992). « Gait analysis : normal and pathological function ». Thorofare, N.J., SLACK.
- Prokop T, Berger W, Zijlstra W, Dietz V. (1995). « Adaptational and learning processes during human split-belt locomotion interaction between central mechanisms and afferent input ». *Brain Res*, 106(3):449-456.
- Reisman DS, Block HJ, Bastian AJ. (2005). « Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? ». *J Neurophysiol*, 94(4): 2403-2415.
- Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. (2007). « Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke ». *Brain*, 130(pt 7):1861-1872.
- Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. (2009). « Split-Belt Treadmill Adaptation Transfers to Overground Walking in Persons Poststroke ». *Neurorehabil Neural Repair*, 23(7): 735-744.
- Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. (2007). « A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects ». *Gait and Posture*, 26(1):17-24.
- Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Johnk K, Deuschl G, Illert M. (1997). « Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children

- and adults ». *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 105(6):490–497.
- Sutherland D, Olshen R, Biden E, Wyatt M. (1988). « The Development of Mature Walking ». Cambridge University Press.
- Thelen E, Ulrich BD, Niles D. (1987). « Bilateral coordination in human infants: stepping on a split-belt treadmill ». *Journal of experimental psychology*, 13(3):405-410.
- Van de Putte M, Hagemeister N, St-Onge N, Parent G, de Guise JA. (2006). « Habituation to treadmill walking ». *Biomed Mater Eng*, 16(1):43-52.
- Werner C, von Frankenberg S, Treig T, KonradM, Hesse S. (2002). « Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: a randomized crossover study ». *Stroke*, 33(12):2895–901.
- White SC, Yack HJ, Tucker CA, Lin HY. (1998). « Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking ». *Med Sci Sports Exer*, 30(10):1537–42.
- Yang JF, Lamont EV, Pang MY. (2005). « Split-belt treadmill stepping in infants suggests autonomous pattern generators for the left and right leg in humans ». *J Neurosci*; 25(29):6869-76.
- Zijlstra W, Dietz V. (1995). « Adaptability of the human stride cycle during split-belt walking ». *Gait and Posture*, 3(4):250-257.
- Zijlstra W, Prokop T, Berger W. (1996). « Adaptability of leg movements during normal treadmill walking and split-belt walking in children ». *Gait and Posture*, 4(3):212-221.